

INTERAKTIVE AUTOMATISIERTE PRÄZISIONSVERMESSUNG  
VON STEREO-RÖNTGENBILDERN ZUR  
LOKALISATIONS-DIAGNOSTIK VON HÜFTENDOPROTHESEN

Dem Fachbereich Ingenieurwissenschaften der  
Universität Erlangen - Nürnberg

zur Erlangung des Grades

DOKTOR-INGENIEUR

vorgelegt von

ARNOLD HERP

Erlangen, 1980

1981 # 201



# INTERAKTIVE AUTOMATISIERTE PRÄZISIONSVERMESSUNG VON STEREO-RÖNTGENBILDERN ZUR LOKALISATIONSDIAGNOSTIK VON HÜFTENDOPROTHESEN

Dem Fachbereich Ingenieurwissenschaften der  
Universität Erlangen - Nürnberg

zur Erlangung des Grades



DOKTOR-INGENIEUR

vorgelegt von

ARNOLD HERP

Erlangen, 1980



Als Dissertation genehmigt vom  
Fachbereich Ingenieurwissenschaften  
der Universitaet Erlangen-Nuernberg

Tag der Einreichung: 26. April 1980

Tag der Promotion: 18. Juli 1980

Dekan: Prof. Dr. H. Niemann

Berichterstatter: Prof. Dr. H. Niemann  
Prof. Dr. D. Hohmann  
Prof. Dr. G. Nees

## A b s t r a c t

HERP, ARNOLD:

### INTERAKTIVE AUTOMATISIERTE PRÄZISIONSVERMESSUNG VON STEREO-RÖNTGENBILDERN ZUR LOKALISATIONS-DIAGNOSTIK VON HUFTENDOPROTHESEN

Mit Hilfe zweier aus unterschiedlichen Perspektiven aufgenommenen Röntgenbildern werden die Prothese und die im Knochenlager eingebrachten kleinen Metallzylinder räumlich rekonstruiert. Zur Kalibrierung und Orientierung wird in beiden Aufnahmen ein Paßpunktsystem mit abgebildet. Um eine automatisierte Präzisionsvermessung zu ermöglichen, wurde ein Verfahren entwickelt das es erlaubt, die beiden Aufnahmen unabhängig voneinander zu vermessen. Die Zuordnung von korrespondierenden Objekten im linken und rechten Halbbild der Stereoaufnahme wird wie die dreidimensionale Rekonstruktion vom Rechner ausgeführt.

Die Vermessung der Röntgenaufnahmen erfolgt durch modellgesteuertes Abtasten. Nach einer manuellen Positionierung auf 9 der ca 55 auszumessenden Objekte zu Beginn der Messung wird die weitere Abtastung durch den Rechner gesteuert, so daß nur ungefähr 2% der gesamten Bildfläche abgetastet werden. Zur Optimierung dieser Aufgabe wird das aus der Modellbildung gewonnene a priori Wissen in den Ablauf der Algorithmen aufgenommen.

Ein für die Problemstellung geeigneter mikroprozessorgesteuerter Flachbettscanner wird vorgestellt. Die mechanische Positionierung der Bildobjekte unter das Sensorsystem mit einem Kreuzkoordinatentisch garantiert die notwendige verzerrungsfreie und maßhaltige Abtastung mit einer Schrittweite von 0,06 mm. Die Ausführung der bildvorverarbeitenden Algorithmen auf dem mikroprogrammierbaren Scanner ergibt eine weitere Datenreduktion bei der Übertragung der Bilddaten zum Hauptrechner.

Ein Vergleich zwischen manueller und automatischer Vermessung zeigt, daß die automatische Vermessung bei höherer Genauigkeit um mindestens einen Faktor 2 schneller als die manuelle Vermessung ist, und gleichzeitig die laufenden Kosten für das Diagnosesystem durch Einsparung zusätzlichen Personals reduziert werden kann.



Digitized by the Internet Archive  
in 2026

[https://archive.org/details/IA41546215\\_0068](https://archive.org/details/IA41546215_0068)

# Inhaltsverzeichnis

=====

|                                                          | Seite |
|----------------------------------------------------------|-------|
| 1. EINLEITUNG .....                                      | 1     |
| 1.1 Problembeschreibung .....                            | 1     |
| 1.2 Die medizinische Fragestellung und Anwendung .....   | 4     |
| 1.3 Bisherige Arbeiten .....                             | 6     |
| 1.4 Uebersicht ueber das System .....                    | 8     |
| 1.5 Gliederung der Arbeit .....                          | 9     |
| 1.6 Liste der Abbildungen .....                          | 11    |
| 2. METHODIK DER STEREO-ROENTGEN-ANALYSE (SRA) .....      | 14    |
| 2.1 Aufnahme der Stereobilder .....                      | 14    |
| 2.2 Messgroessen zur Lokalisationsdiagnostik .....       | 17    |
| 2.3 Die manuelle Vermessung der Roentgenbilder .....     | 21    |
| 2.4 Kalibrierung der Einzelbilder .....                  | 24    |
| 2.5 Orientierung des Stereobildes .....                  | 27    |
| 2.6 Dreidimensionale Rekonstruktion der Bildobjekte .... | 29    |
| 2.7 Vergleichbarkeit der Messdaten .....                 | 32    |
| 2.7.1 Der Lockerungsvektor .....                         | 34    |
| 3. ERGEBNISSE .....                                      | 38    |
| 3.1 Rechengenauigkeit .....                              | 38    |
| 3.2 Abbildungsfehler .....                               | 39    |
| 3.3 Markierungsfehler .....                              | 41    |
| 3.4 Aufnahmefehler .....                                 | 45    |
| 3.5 Auswertefehler .....                                 | 47    |
| 3.6 Statistische Analyse des Patientengutes .....        | 48    |
| 4. AUTOMATISCHE VERMESSUNG DER STEREOBILDER .....        | 49    |
| 4.1 Das Szenenmodell .....                               | 50    |
| 4.2 Klassifikation der Objekte .....                     | 55    |

|                                                                                       | Seite |
|---------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 4.3 Die Bildabtastung .....                                                           | 62    |
| 4.4 Testdaten .....                                                                   | 63    |
| 4.5 Filteroperationen zur Bildvorverarbeitung .....                                   | 65    |
| 4.5.1 Kantendetektion .....                                                           | 66    |
| 4.5.2 Automatische Schwellwertbildung .....                                           | 68    |
| 4.5.3 Konturbildung .....                                                             | 72    |
| 4.6 Verarbeitung der Passpunkte .....                                                 | 76    |
| 4.6.1 Modellgesteuertes Abtasten .....                                                | 77    |
| 4.6.2 Detektion der Passpunkte .....                                                  | 79    |
| 4.7 Verarbeitung der Marken .....                                                     | 81    |
| 4.7.1 Konturdetektion .....                                                           | 81    |
| 4.7.2 Segmentierung der Kontur .....                                                  | 84    |
| 4.8 Verarbeitung der Endoprothesen .....                                              | 87    |
| 4.8.1 Konturverfolgung im Grauwertbild .....                                          | 89    |
| 4.8.2 Suche nach einem Startpunkt fuer die<br>Konturverfolgung .....                  | 94    |
| 4.8.3 Segmentierung der Prothesenkontur .....                                         | 97    |
| 4.9 Zuordnung von korrespondierenden Objekten<br>im linken und rechten Halbbild ..... | 100   |
| 5. VERGLEICH ZWISCHEN MANUELLER UND<br>AUTOMATISCHER VERMESSUNG .....                 | 101   |
| 5.1 Zeitvergleich .....                                                               | 101   |
| 5.2 Genauigkeitsvergleich .....                                                       | 104   |
| 5.3 Finanzieller Vergleich .....                                                      | 108   |
| 6. AUSBLICK .....                                                                     | 109   |
| 6.1 Konzeption eines geeigneten Scanners .....                                        | 109   |
| 6.2 Realisierung des Scanners .....                                                   | 111   |

|     |                                              |     |
|-----|----------------------------------------------|-----|
| 6.3 | Klinischer Einsatz des Diagnosesystems ..... | 116 |
| 7.  | ZUSAMMENFASSUNG .....                        | 121 |
| 8.  | LITERATUR .....                              | 124 |



## 1. Einleitung

### 1.1 Problembeschreibung

In der vorliegenden Arbeit wird ein System zur effektiven automatischen Präzisionsvermessung und Erkennung von metallischen Objektkonturen in Stereoroentgenbildern zur anschliessenden dreidimensionalen Rekonstruktion der Objekte beschrieben. Die Lösung dieses Problems bedient sich einerseits der Methoden der Photogrammetrie, andererseits jener der Mustererkennung. Ein von PROBST, LEIDEL und HERP [1,2,3,4,5] entwickeltes System mit manueller Vermessung und Klassifizierung der Messdaten wird bereits klinisch zur Lockerungsdiagnostik von Hüftendoprothesen an der Orthopaedischen Universitaetsklinik Erlangen eingesetzt. Ziel dieser Methode ist die Berechnung eines räumlichen "Lockerungsvektors", der eine komponentenweise Beurteilung einer eventuellen Implantatsverlagerung gestattet. Die langwierige manuelle Vermessung der Bilder (ca. 2 Std. pro Bildpaar) verhinderte bisher den routinemaessigen Einsatz des Systems. Die Abb. 1 zeigt ein typisches Halbbild einer Stereoaufnahme mit einer Schaftprothese, Markierungszyklindern und Passpunkten, Abb. 2 zeigt schematisch die auszumessenden Konturen. Bei einer Bildgrösse von 35 cm x 35 cm, einer Abtastgenauigkeit von 0,06 mm und der Forderung nach einer schnellen und masshaltigen verzerrungsfreien Abtastung und Verarbeitung ist die Bewältigung der immensen Datenmenge das Hauptproblem, welches an einem Kleinrechner bisher noch nicht gelöst worden ist. Im Rahmen dieser Arbeit wird dazu erstmals ein Konzept zur modellgesteuerten Bildabtastung und Mustererkennung mit dezentraler Bildvorverarbeitung auf einem programmierbaren Scanner mit den dazu erforderlichen Algorithmen entwickelt.



Abb.1 Typisches Halbbild einer Stereoaufnahme



Abb.2 Auszumessende Konturen fuer 3D-Rekonstruktion aus Abb.1

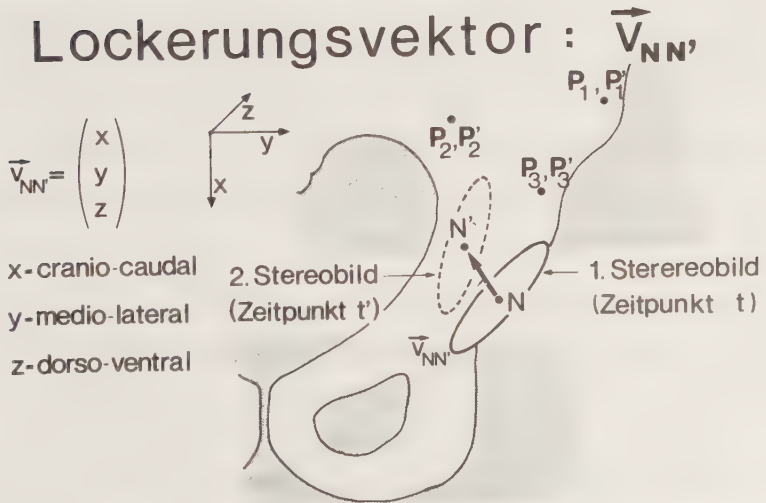


Abb.3 Definition und Veranschaulichung des Lockerungsvektors

## 1.2 Die medizinische Fragestellung und Anwendung

---

Allein in der Bundesrepublik Deutschland werden jaehrlich 30000 Hueftgelenksprothesen eingesetzt. Trotz Verbesserungen bei den Implantaten und den Verankerungstechniken seit der Einfuehrung der Alloarthroplastik vor etwa 20 Jahren, werden in der Literatur [6,7,8,9,10] immer noch Komplikationsraten bis zu 33 % angegeben. Dabei spielen die Prothesenlockerungen eine wesentliche Rolle. Die Diagnose einer Prothesenlockerung ist schwierig und stuetzt sich auf anamnestische Angaben sowie klinische, radiologische, szintigraphische, artrographische und Laborbefunde. Diese Methoden koennen zwar den Verdacht auf eine Lockerung erhaerten, jedoch nur in eklatanten Einzelfaellen und Spaetstadien einen Beweis erbringen. Die in juengster Zeit vorgestellten schwingungsmechanischen Methoden [11,12,13] zum indirekten Nachweis einer Prothesenlockerung eignen sich nur bei Schaftprothesen, nicht aber bei den zunehmend haeufiger eingesetzten Schalenprothesen und Hueftpfannen.

Die direkte Fruehdiagnose, d.h. die Bestimmung der Aenderung des Betrages und der Richtung einer Lockerung, wie in Abb. 3 veranschaulicht, laesst die Klaerung folgender Fragestellungen im Hinblick auf eine langfristige Erfolgssicherung der Hueftendoprothetik zu:

1. Durch Kontrollaufnahmen im 1/2 jaehrigen Abstand koennen physiologische von pathologischen Prothesenverlagerungen unterschieden werden. Durch morphologische Untersuchungen ist belegt, dass die Endoprothese bzw. ihr Knochenzementlager nicht absolut stabil mit dem Knochen verankert sind, sondern ueber eine Bindegewebsschicht miteinander in Verbindung stehen. Eine

Relativbewegung durch Knochenauf- und Abbau ist daher als naturlich anzusehen, aeussere Einflusse wie z.B. mechanische Einwirkungen durch Uebergewicht koennen jedoch zu einem vermehrten Abbau und damit zu einer fortschreitenden Lockerung fuehren. Diese Fragestellung laesst sich durch ein Zeitreihenanalyse ueber die bei jeder Kontrolluntersuchung berechneten Lockerungsvektoren klaeren.

2. Die aus den Roentgenbildern gewonnenen validen und reproduzierbaren Messdaten lassen sowohl objektive und vergleichbare Lockerungsberechnungen unterschiedlicher Untersucher, als auch des gleichen Untersuchers zu unterschiedlichen Zeitpunkten zu. Dies fuehrt zu einer Objektivierung der Diagnose.
3. Eine fruehzeitige Diagnose bei klinischem Verdacht auf eine Lockerung erlaubt erfolgversprechende konservative Massnahmen zur Konsolidierung, z.B. durch Entlastung, verbessert aber auch die Erfolgschancen einer Wechseloperation durch Verhinderung einer sonst fortschreitenden Knochendestruktion. Die Klaerung eines akuten Lockerungsverdacht es erfolgt durch die Auswertung einer Funktionsaufnahme, d.h. zweier Stereo-Roentgenaufnahmen, bei denen durch unterschiedliche Lagerung des Beines eine moegliche Prothesen lock erung provoziert wird.
4. Durch statistische Untersuchungen der anfallenden Daten wie z.B. des Betrages einer Lockerung, der Groesse der Einzelkomponenten in x-, y- und z-Richtung, der Lagewinkel von Schalen und Hueftpfannen, koennen sich Rueckschluesse auf die Verbesserung der Geometrie der Prothesen und Implantationsart ergeben und damit zu neuen Ergebnissen in der Implantatforschung und Biomechanik fuehren.

Diese Probleme lassen sich nur mit einem weitgehend automatisierten Auswertesystem loesen, das in der Lage ist, eine ausreichend grosse Datenmenge zur Verfuegung zu stellen. Fuer den praktischen Einsatz in der orthopaedischen Routine ist eine schnelle Bereitstellung der Ergebnisse bei der Auswertung von Funktionsaufnahmen des Hueftgelenkes in Add- und Abduktion oder Belastungs/Entlastungsstellungen erforderlich, um therapeutische Massnahmen ergreifen zu koennen.

### 1.3 Bisherige Arbeiten

-----

PROBST [14] hat 1976 eine Einfuehrung der Stereoroentgenphotogrammetrie in die Orthopaedie gegeben. Zur Vermessung musste aber, wie heute noch in der Stereophotogrammetrie ueblich, die Faehigkeit des Menschen ausgenutzt werden, 2 ebene Perspektiven desselben Objektes im stereoskopischen Sehvorgang zu eine Raummodell zu vereinigen. Die Messung erfolgte mit einem Stereokomperator mit wandernder Messmarke, so dass durch Verschieben der Bildparallaxe und Translationen in x- und y-Richtung auf jeden Punkt im virtuellen Raummodell positioniert werden kann. Die Kalibrierung und Orientierung erfolgte mit iterativen Rechenmethoden. Die damit erhaltene raemliche Genauigkeit lag, durch optische Tauschungen und unterschiedliches raemliches Sehvermoegen der Auswerter beeintraechtigt, bei ca 2 mm. Im Hinblick auf eine automatisierte Auswertung wurde von PROBST, LEIDEL und HERP ein System zur monoskopischen Vermessung und Bildauswertung aufgebaut.

Das Zuordnen von aquivalenten Bildpunkten im linken und rechten Stereohalbbild wird dabei vom Menschen auf den Rechner verlagert. Die Benutzung von Homogenen Koordinaten zur geschlossenen

Matrixdarstellung von Transformationen im dreidimensionalen Raum [15] ergab auch bei dem Problem der dreidimensionalen Rekonstruktion aus zwei Zentralperspektivischen Aufnahmen eine elegante Loesung [2]. In Kapitel 2 wird auf die Methodik der Stereo-Roentgen-Analyse eingegangen, die erzielbaren Ergebnisse sind in Kapitel 3 aufgefuehrt.

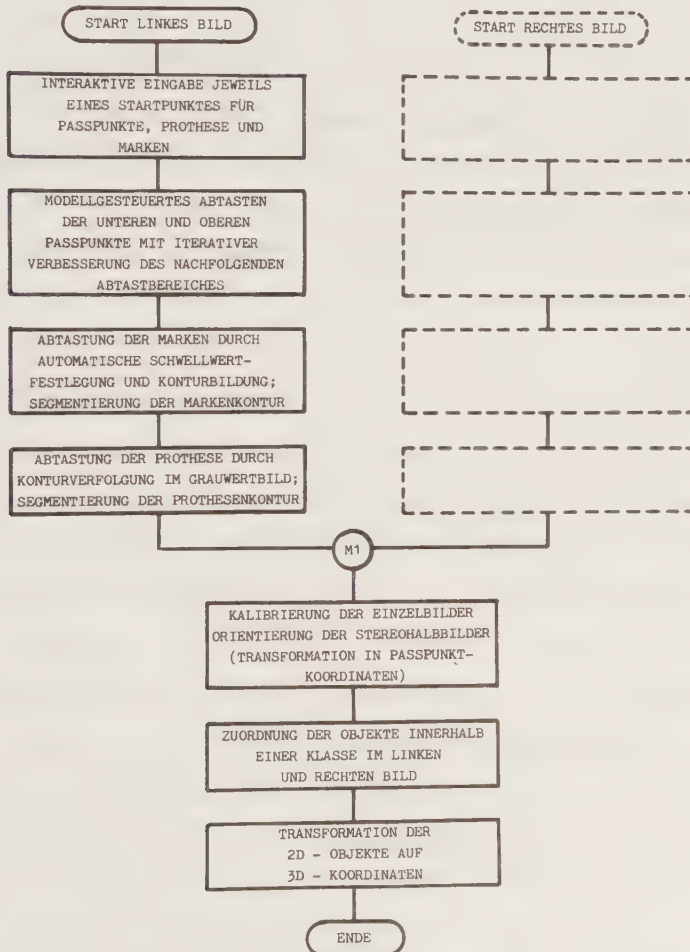


Abb.4 Systemablaufplan

## 1.4 Uebersicht ueber das System

-----

Abb.4 zeigt den Ablaufplan des Systems. Die Verarbeitung des linken und rechten Stereohalbbildes koennte bis zur gemeinsamen Kalibrierung und Orientierung der Aufnahmen parallel ablaufen. Dazu waere allerdings ein zweiter programmier- und steuerbarer Scanner notwendig (Kapitel 6).

Um Suchzeiten einzusparen empfiehlt sich zu Beginn der Verarbeitung eine ungefaehre interaktive Positionierung auf jeweils einen unteren bzw. oberen Passpunkt, auf die Prothese und die Markierungszyylinder. Zunaechst werden die Passpunkte durch modellgesteuertes Abtasten abgearbeitet, wobei zur Verbesserung der Positionierung auf einen naechsten Punkt die Lageparameter mit den Koordinaten der schon abgetasteten Punkten iterativ adaptiert werden.

Zur Detektion der Marken muss wie bei den Passpunkten ein Verfahren zur automatischen Schwellwertfestlegung angewandt werden, um starke Umfeldhelligkeitsunterschiede ausgleichen zu koennen. Nach der Konturbildung wird die Markenkontur in ihre semantisch bedeutsamen Komponenten, die Deckel- und Mantelseiten segmentiert.

Die Vermessung der Prothesenkontur wird mit einer Konturverfolgung im Grauwertbild durchgefuehrt. Dazu wird zunaechst von der interaktiv eingegebenen Position ein Startpunkt zur Konturverfolgung an der Prothesenkontur bestimmt. Zur dreidimensionalen Rekonstruktion ist eine Segmentierung in die Konturanteile der unterschiedlichen geometrischen Prothesenteile vorzunehmen. Nach der Kalibrierung der Einzelbilder mit Hilfe der beschrifteten Passpunkte und nachfolgender Transformation der Konturpunkte auf

gemeinsame Passpunktkoordinaten ist die Zuordnung von Objekten und deren Konturpunkten im linken und rechten Bild moeglich. Durch die nach der Ruecktransformation erhaltenen raemlichen Punktwolken werden Regressionsobjekte wie Ebenen, Kreise, Zylinder gelegt und deren Parameter wie Neigung, Radius, Laenge und Mittelpunkt zur Lagebeurteilung der Prothese und Kontrolle der Messgenauigkeit herangezogen.

### 1.5 Gliederung der Arbeit

-----

Kapitel 1 erklart die ingenieurwissenschaftliche Problematik und ihre Einbettung in die an der Fragestellung beteiligten Fachgebiete. Auf die medizinischen Fragestellungen und Anwendungen wird ausfuehrlich eingegangen. Arbeiten, auf die das System zur automatischen Vermessung aufgebaut ist, werden kurz beschrieben. Ein Ablaufplan gibt eine Uebersicht ueber die einzelnen Verarbeitungsschritte und den prinzipiellen Ablauf des Gesamtsystems.

Kapitel 2 gibt einen Ueberblick ueber die Methodik der Stereo-Roentgen-Analyse (SRA). Durch eine manuelle Vermessung von Objektkonturen in Stereoroentgenbildern wird eine dreidimensionale Rekonstruktion der Objekte vorgenommen. Ein Vergleich von zwei Stereoaufnahmen laesst eine raeumliche Beurteilung von Implantatsverlagerungen zu.

Kapitel 3 stellt die mit der SRA erhaltenen Resultate dar. Dabei wird auf die Fehlerquellen, die zur Verschlechterung der Messgenauigkeit fuehren koennen, eingegangen und die klinischen Ergebnisse erlaeutert.

In Kapitel 4 wird das im Rahmen der vorliegenden Arbeit zur Problemloesung entwickelte Konzept der modellgesteuerten

Mustererkennung vorgestellt. Auf die Algorithmen und ihre Realisierung zur gesteuerten Abtastung der Roentgenbilder wird ausfuehrlich eingegangen. Als Ergebnisse liegen klassifizierte Punktmengen vor, die einen problemlosen Anschluss an das in Kapitel 2 vorgestellte manuelle Auswertesystem gestatten.

Kapitel 5 geht auf den Vergleich der bisherigen manuellen mit der neu entwickelten automatischen Messdatenerfassung ein. Ein Zeit- und Kostenvergleich gibt einen Einblick in die Effizienz der automatischen gegenueber der manuellen Messdatenerfassung. Ein metrischer Vergleich, durch Betrachtung des Fehlers von Punktabstaenden im  $R^3$  bei einem sowohl manuell als auch automatisch vermessenen Stereo-Roentgenbild, beweist die metrische Zuverlaessigkeit des neu entwickelten Vermessungssystems.

In Kapitel 6 wird das Konzept und der Aufbau eines zur Loesung des Gesamtproblems erforderlichen steuer- und programmierbaren Scanners skizziert. Im Rahmen einer Studienarbeit wurde als wesentliche Komponente eines Flachbettscanners ein Microprozessorsystem zur Steuerung eines XY-Koordinatentisches aufgebaut. Auf die zu erwartende Anwendungsbreite des automatischen Diagnosesystems wird eingegangen.

Kapitel 7 gibt eine Zusammenfassung der Arbeit.

## 1.6 Liste der Abbildungen

| Abbildung                                                                                                                                                                    | Seite |
|------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-------|
| 1 Typisches Halbbild einer Stereoaufnahme .....                                                                                                                              | 2     |
| 2 Auszumessende Konturen fuer 3D-Rekonstruktion aus Abb.1                                                                                                                    | 3     |
| 3 Definition und Veranschaulichung des Lockerungsvektors                                                                                                                     | 3     |
| 4 Systemablaufplan .....                                                                                                                                                     | 7     |
| 5 Konventionelle Roentgenaufnahme als zentralperspektivisches Durchdringungsbild .....                                                                                       | 15    |
| 6 Stereo-Aufnahmetechnik .....                                                                                                                                               | 15    |
| 7 Passpunktsystem .....                                                                                                                                                      | 16    |
| 8 Klinischer Einsatz des Passpunktsystems .....                                                                                                                              | 16    |
| 9 Lockerungsformen einer Schaftprothese .....                                                                                                                                | 18    |
| 10 Geometrie einer Hueftpfanne .....                                                                                                                                         | 19    |
| 11 Geometrie einer Schalenprothese .....                                                                                                                                     | 19    |
| 12 Markierung mit Metallzylindern .....                                                                                                                                      | 20    |
| 13 Kalibrierung der Einzelbilder .....                                                                                                                                       | 23    |
| 14 Orientierung der Stereo-Aufnahmen .....                                                                                                                                   | 28    |
| 15 Rekonstruktion einer Geraden .....                                                                                                                                        | 31    |
| 16 Relativlage der Metallmessmarkierungen .....                                                                                                                              | 31    |
| 17 Parameter zur Beurteilung der Messgenauigkeit .....                                                                                                                       | 33    |
| 18 Messwerte zur Lockerungsbeurteilung .....                                                                                                                                 | 33    |
| 19 Normallage beim Roentgen .....                                                                                                                                            | 35    |
| 20 Ausgleich von Messfehlern bei der Berechnung des Lockerungsvektors .....                                                                                                  | 35    |
| 21 Dokumentationsbogen zur Prothesenlockerung mit Kennzeichnung der in den Abb.17 und 18 eingefuehrten Parameter zur Beurteilung der Messgenauigkeit und der Lockerung ..... | 37    |
| 22 Geometrisch bedingter Abbildungsfehler durch endliche Focusgroesse .....                                                                                                  | 40    |
| 23 Fehlerhaft markierter Patient .....                                                                                                                                       | 43    |
| 24 Dokumentationsbogen zum fehlerhaft markierten Patient                                                                                                                     | 43    |

|    |                                                                                                             |    |
|----|-------------------------------------------------------------------------------------------------------------|----|
| 25 | Schematische Darstellung der Auswirkung einer fehlerhaften Markierung .....                                 | 44 |
| 26 | Lageveraenderung zwischen dem 1. und 2. Halbbild einer Stereoaufnahme .....                                 | 44 |
| 27 | Simulation zur Analyse des Aufnahmefehlers .....                                                            | 46 |
| 28 | Tabelle zur Ermittlung des Auswertefehlers bei unterschiedlichen Auswertern .....                           | 46 |
| 29 | Projektionen einer Schalenprothese mit Hueftpfannenkreisring .....                                          | 52 |
| 30 | Projektionen eines Markierungszyllinders .....                                                              | 53 |
| 31 | Klasseneinteilung und formale Beschreibung der Objekte .....                                                | 56 |
| 32 | Verteilung des Verhaeltnisses der Halbachsen der Marken .....                                               | 58 |
| 33 | Verteilung des Winkels der Kreisringe .....                                                                 | 59 |
| 34 | Verteilung des Verhaeltnisses der Halbachsen der Kugel .....                                                | 60 |
| 35 | Schalenprothese mit Markierungszyllinder (Ausschnitt aus Roentgenbild) .....                                | 61 |
| 36 | Schaftprothese (Ausschnitt aus Roentgenbild) .....                                                          | 61 |
| 37 | Passpunkte (Ausschnitt aus Roentgenbild) .....                                                              | 61 |
| 38 | Erzeugung synthetischer Testdaten .....                                                                     | 64 |
| 39 | Testbild mit Rauschen ueberlagert .....                                                                     | 65 |
| 40 | Kantendetektion mit Rangordnungsoperatoren .....                                                            | 67 |
| 41 | Ermittlung des Konturbereiches fuer die Schwellertsuche .....                                               | 70 |
| 42 | Festlegung des Schwellwertes .....                                                                          | 71 |
| 43 | Binaerbild nach automatischer Schwellwertfestsetzung bei dem Testbild aus Abb. 39 .....                     | 72 |
| 44 | Entscheidungsfindung fuer Konturbildung .....                                                               | 74 |
| 45 | Konturbild des in Abb. 43 gezeigten Binaerbildes .....                                                      | 74 |
| 46 | Beschriftung der Passpunkte .....                                                                           | 75 |
| 47 | Gesteuertes Abtasten der Passpunkte .....                                                                   | 78 |
| 48 | Konturpunkte eines unteren Passpunktes mit Schwerpunkt und mittlerem Radius zur Ausreisserelimination ..... | 78 |
| 49 | Ergebnisse der automatischen Schwellwert und Konturbildung bei den Passpunkten aus Abb. 37 .....            | 80 |

|                                                                                                              |     |
|--------------------------------------------------------------------------------------------------------------|-----|
| 50 Grauwertbild einer Marke in pseudo 3D-Darstellung .....                                                   | 82  |
| 51 Schwellwertbildung bei einer Marke .....                                                                  | 82  |
| 52 Binaerbild nach Schwellwertfestlegung bei einer Marke                                                     | 83  |
| 53 Kontur der Marke 2 aus Abb. 35 vor und nach<br>automatischer Schwellenerhoeung .....                      | 83  |
| 54 Ergebnis einer Markensegmentierung .....                                                                  | 86  |
| 55 Algorithmus zur Segmentierung einer Markenkontur .....                                                    | 86  |
| 56 Binaerbild einer Schalenprothese bei Schwelle 125 .....                                                   | 88  |
| 57 Binaerbild einer Schalenprothese bei Schwelle 156 .....                                                   | 88  |
| 58 Definition und Veranschaulichung der Indexvektoren ....                                                   | 92  |
| 59 Steigungskorrektur bei Konturverfolgung .....                                                             | 93  |
| 60 Konturpunkte an der Schalenprothese aus Abb. 35 .....                                                     | 94  |
| 61 Suche eines Startpunktes fuer die Konturverfolgung ....                                                   | 95  |
| 62 Konturverfolgung und Segmentierung bei einer<br>Schalenprothese .....                                     | 96  |
| 63 Zuordnung der Marken im linken und rechten Halbbild ...                                                   | 99  |
| 64 Vergleich von Punktabstaenden im R bei einer manuell<br>und automatisch vermessenen Stereo-Aufnahme ..... | 106 |
| 65 Stereohalbbilder zum Vergleich der metrischen<br>Genauigkeit .....                                        | 107 |
| 66 Tisch zur Haltung der Verschiebeeinrichtung und des<br>Sensors eines Flachbettscanners .....              | 114 |
| 67 Entwicklungssystem fuer den Aufbau der Scannersteuerung                                                   | 115 |
| 68 SRA - Ergebnisse zu den Roentgenaufnahmen aus Abb. 69                                                     | 116 |
| 69 Roentgenaufnahmen eines Patienten .....                                                                   | 117 |

## 2. Methodik der Stereo-Roentgen-Analyse (SRA)

-----

Im folgenden werden die methodischen Grundlagen der SRA (Stereo-Roentgen-Analyse) , sowie die dazu notwendigen mathematischen Berechnungen mit ihrer programmtechnischen Realisierung dargestellt. Ein detailliertes Ablaufdiagramm ueber das realisierte Programmsystem findet sich in [3].

### 2.1 Aufnahme der Stereobilder

-----

Die konventionelle Roentgenaufnahme als zentralperspektivisches Durchdringungsbild erlaubt lediglich die zweidimensionale metrische Erfassung der sich darstellenden Strukturen. Die Abb. 5 zeigt, dass Objekte mit unterschiedlicher raeumlicher Tiefenlage in identische Bildpunkte projiziert werden koennen. Die Faehigkeit des Menschen zwei ebene Perspektiven desselben Objektes (Abb.6) zu einem virtuellen dreidimensionalen Raummodell zu vereinigen [16,17] eroeffnet eine quantitative Erfassung von Objekten [18,19,20,21]. Praegt man dem Modellraum eine Metrik auf, kann man metrische Aussagen ueber Abstaende, Winkel und beliebige andere geometrische Kenngroessen der abgebildeten dreidimensionalen Strukturen machen [22,23,24]. Dazu wird bei den Aufnahmen ein Passpunktsystem mit abgebildet, d.h. eine Menge von im Roentgenbild sich darstellenden Punkten, deren Relativlage genau bekannt ist.

Das in dieser Arbeit verwendete Passpunktsystem ist in Abb. 7 dargestellt. Es besteht aus zwei auseinandernehmbaren Holzplatten von 430 mm x 540 mm Groesse in einem Aluminiumrahmen, die durch 4 Distanzstuecke in einem Abstand von 317 mm planparallel zueinander angeordnet sind. In jeder der beiden Platten sind in Form eines quadratischen Gitters von 48 mm Kantenlaenge, Stahlkugeln

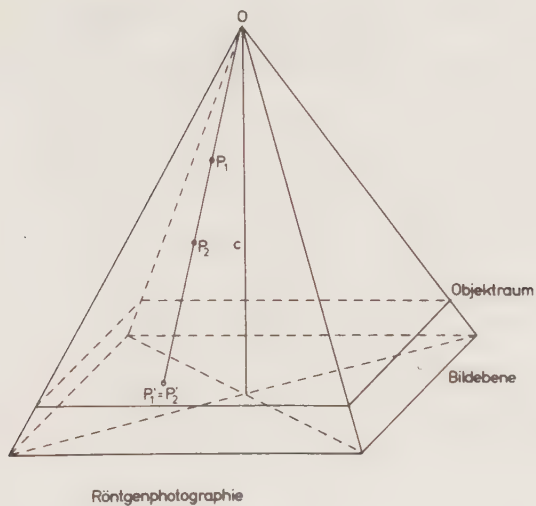


Abb.5 Konventionelle  
Roentgenaufnahme als  
zentralperspektivi-  
sches Durchdrin-  
gungsbild

# STEREO - AUFNAHMETECHNIK

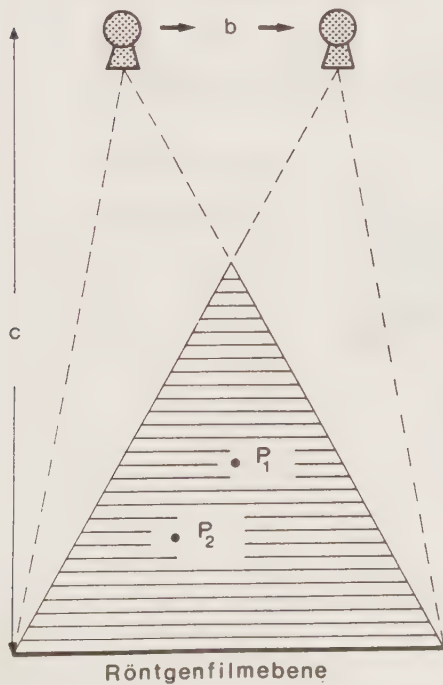


Abb.6 Stereo-Aufnahmetechnik

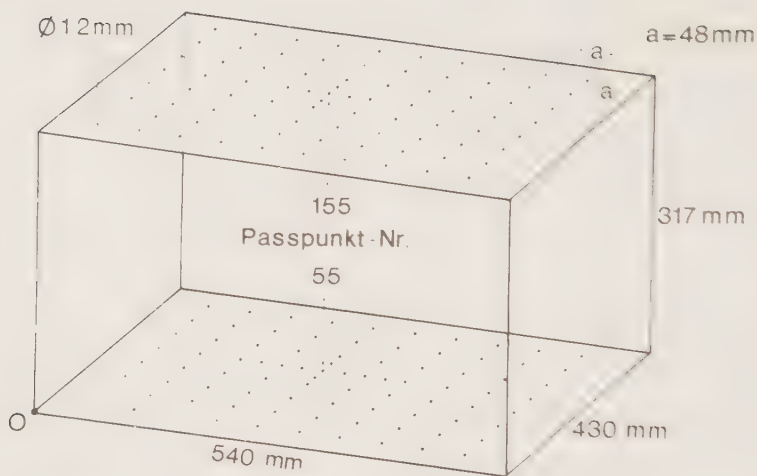


Abb.7 Passpunktsystem

## Röntgen mit Passpunktsystem

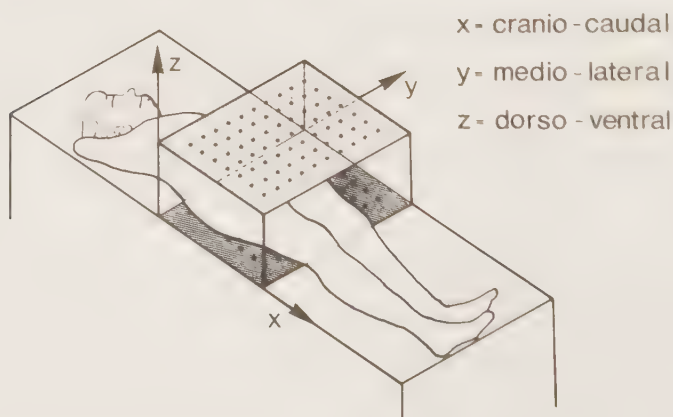


Abb.8 Klinischer Einsatz des Passpunktsystems

von 1,2 mm Durchmesser eingelassen. Die Mittelpunkte dieser Gitter sind durch zusätzliche Kugeln im halben Gitterabstand beidseitig in x- und y-Richtung ausgezeichnet. Bei der Roentgenuntersuchung wird der Patient so zwischen die beiden Platten des Passpunktsystems gelegt, dass die zu erfassende Hueftregioen innerhalb des Passpunktsystems zu liegen kommt (Abb.8). Die untere Platte liegt bei den Aufnahmen ca 6 cm ueber dem planaren Film. Nach Anfertigen des ersten Roentgenbildes wird die Roehre um  $b = 30$  cm in Patientenlaengsrichtung elektromechanisch verschoben und ein zweites Bild angefertigt. Der Film-Focus Abstand  $c$  betraegt dabei 135 cm. Die Verwendung eines portablen Passpunktsystems gestattet das Anfertigen der Stereoaufnahmen mit konventionellen Roentgenanlagen in jeder Klinik, lediglich eine plane Filmkassette ist dazu erforderlich.

## 2.2 Messgroessen zur Lokalisationsdiagnostik

---

Die Arbeiten von PAUWELS [25], PAUL [26] und RYDELL [27] ueber die Biomechanik der Huefte lassen Rueckschluesse auf die moeglichen Lockerungsmechanismen des Kunstgelenkes zu. Die hueftresultierende Kraft, die in jeder Schrittphase auf das Gelenk uebertragen wird, wirkt varisierend auf die Prothese ein. Zwei moegliche Lockerungsformen einer Schaftprothese sind in Abb.9 dargestellt. Bei weiteren denkbaren Lockerungen kann der Drehpunkt zwischen den Maximalwerten D1 und D2 liegen. In allen Faellen jedoch ist es hinreichend, die Verschiebung des Mittelpunktes  $M$  der Prothese nachzuweisen, um eine Verlagerung der Prothese relativ zu den sie verankernden Knochenstrukturen festzustellen.

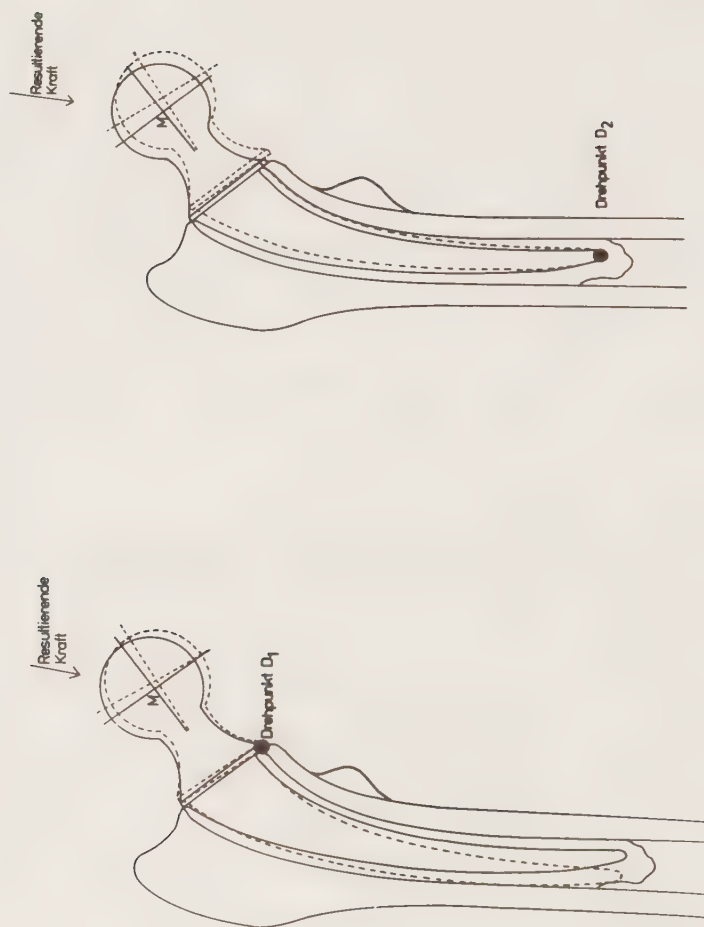


Abb. 9 Lockerungsformen einer Schaftprothese

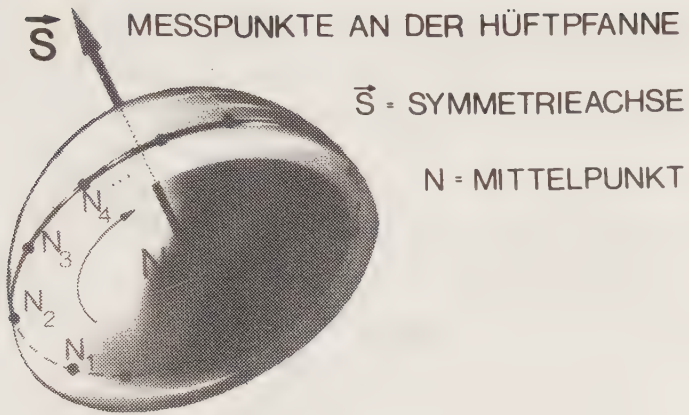


Abb.10 Geometrie einer Hüftpfanne

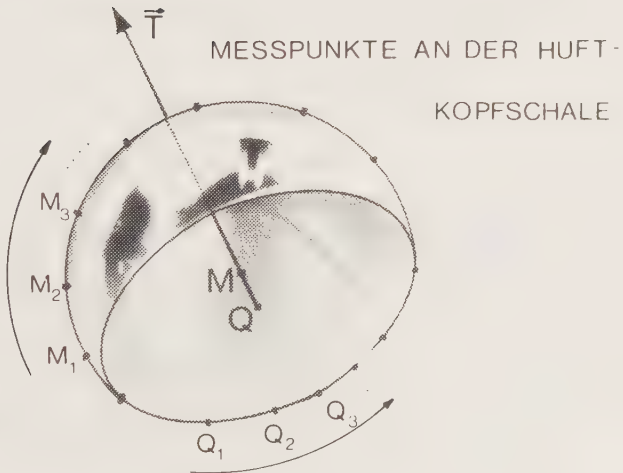


Abb.11 Geometrie einer Schalenprothese

## Markierungs – Messpunkte $P_i$

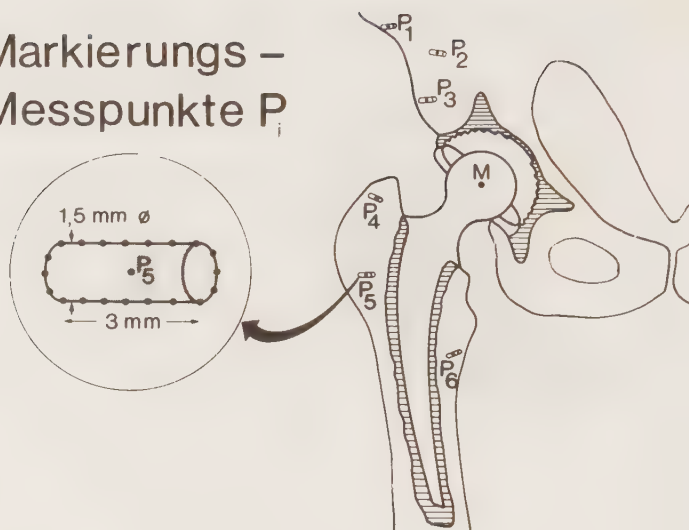


Abb.12 Markierung mit Metallzylindern

Zur Diagnostik einer Lockerung einer Hüftpfanne ist die Verlagerung des Mittelpunktes  $N$  und des Normalenvektors  $\vec{S}$ , des in die Polyäthylenpfanne in Form eines Kreises eingelassenen Markierungsdrahtes nachzuweisen. Lediglich eine Rotationslockerung um die Symmetrieachse  $\vec{S}$  lässt sich nicht erfassen, tritt andererseits isoliert in der Praxis auch nicht auf. In Abb.10 ist das Modell einer Polyäthylenpfanne abgebildet.

Bei einer Schalenprothese ermöglichen sowohl der Kugelmittelpunkt M als auch der Oeffnungskreismittelpunkt Q die Erfassung von Lockerungsvorgaengen. Das klinisch besonders wichtige Abkippen der Schalen, ein Modell ist in Abb.11 zu sehen, laesst sich aus der Kippung der Symmetrieachse  $\vec{T}$  bestimmen.

Durch die geringen Dichteunterschiede der Knochenstrukturen ergeben sich keine reproduzierbar vermessbaren Fixpunkte im Knochenlager. Deshalb werden intraoperativ zusammen mit der Alloplastik sowohl im femoralen als auch im coxalen periprothetischen Knochenlager je drei zylinderfoermige Metallstifte mit einer Laenge von 3 mm und einem Durchmesser von 1,5 mm eingebracht, wie in Abb.12 schematisch dargestellt ist. Eine ausfuehrliche Beschreibung dieser Messgroessen ist in [1] gegeben.

### 2.3 Die manuelle Vermessung der Roentgenbilder

---

Die in 2.5 und 2.6 erlaeuerte Methodik erlaubt eine manuelle monoskopische Vermessung der stereoskopischen Bilder. Dazu werden die Konturen der Prothese und Marken, sowie die Mittelpunkte der einzelnen Passpunkte punktweise mit einem als Praezisionsdigitizer verwendeten Stereokomparator vermessen, dessen x- und y-Koordinaten in 1/100 mm digital erfasst werden. Der Durchmesser des eingespiegelten Referenzpunktes zur Messung betraegt 0,1 mm. Zur Klassifikation der Konturpunkte muss deren Bedeutung zusammen mit ihren x- und y-Koordinaten an den Rechner uebermittelt werden. In einer 6-stelligen Ziffernfolge, die vom Messenden einzustellen ist, werden folgende Informationen codiert:

| Ziffer | Wert                               | Bedeutung                               |
|--------|------------------------------------|-----------------------------------------|
| 1      | 1                                  | Schaftprothese                          |
| 1      | 2                                  | Schalenprothese                         |
| 2      | 1                                  | linkes Bild                             |
| 2      | 2                                  | rechtes Bild                            |
| 3      | 0                                  | Passpunkte                              |
| 3      | 1                                  | Oeffnungskreis einer Schalenprothese    |
| 3      | 2                                  | Kugel einer Schalen-oder Schaftprothese |
| 3      | 3                                  | Konturpunkte der 1. femoralen Marke     |
| 3      | 4                                  | " " 2. " "                              |
| 3      | 5                                  | " " 3. " "                              |
| 3      | 6                                  | Konturpunkte des Pfannenrings           |
| 3      | 7                                  | Konturpunkte der 1.Beckenmarke          |
| 3      | 8                                  | " " 2. " "                              |
| 3      | 9                                  | " " 3. " "                              |
| 4      | 0 falls Z3=0                       | untere Passpunkte                       |
| 4      | 1 " Z3=0                           | obere Passpunkte                        |
| 4      | 1 " Z3=6                           | innere Kontur                           |
| 4      | 2 " Z3=6                           | aeussere Kontur                         |
| 4      | 1 falls Z3=3,4<br>Z3=5,7<br>Z3=8,9 | Geradenteil 1 der Zylinderkontur        |
| 4      | 2 " "                              | Deckelteil 1 " "                        |
| 4      | 3 " "                              | Geradenteil 2 " "                       |
| 4      | 4 " "                              | Deckelteil 2 " "                        |
| 56     | 11-99 falls Z3=0<br>Z4=0           | Numerierung der unteren Passpunkte      |
| 56     | 50-99 " Z3=0<br>Z4=1               | " " oberen Passpunkte                   |
| 56     | 00-99 sonst                        | laufende Nummern                        |

Durch die Numerierung der Passpunkte, ausgehend von den besonders gekennzeichneten Mittelpunkten, in Abb.7 durch 55 und 155 angedeutet, lassen sich jedem Passpunktbild eindeutig seine bekannten 3D-Koordinaten zuweisen. Die Prothesenkontur wird mit ca 150 gleichverteilten Punkten an der Zirkumferenz ausreichend genau erfasst, zur Vermessung einer Markenkontur genuegen ca 50 Punkte. Die Gesamtmessdauer betraegt je nach Prothesentyp und Markierung ca 1 1/2 bis 2 Stunden.

# Einzelbild- kalibrierung

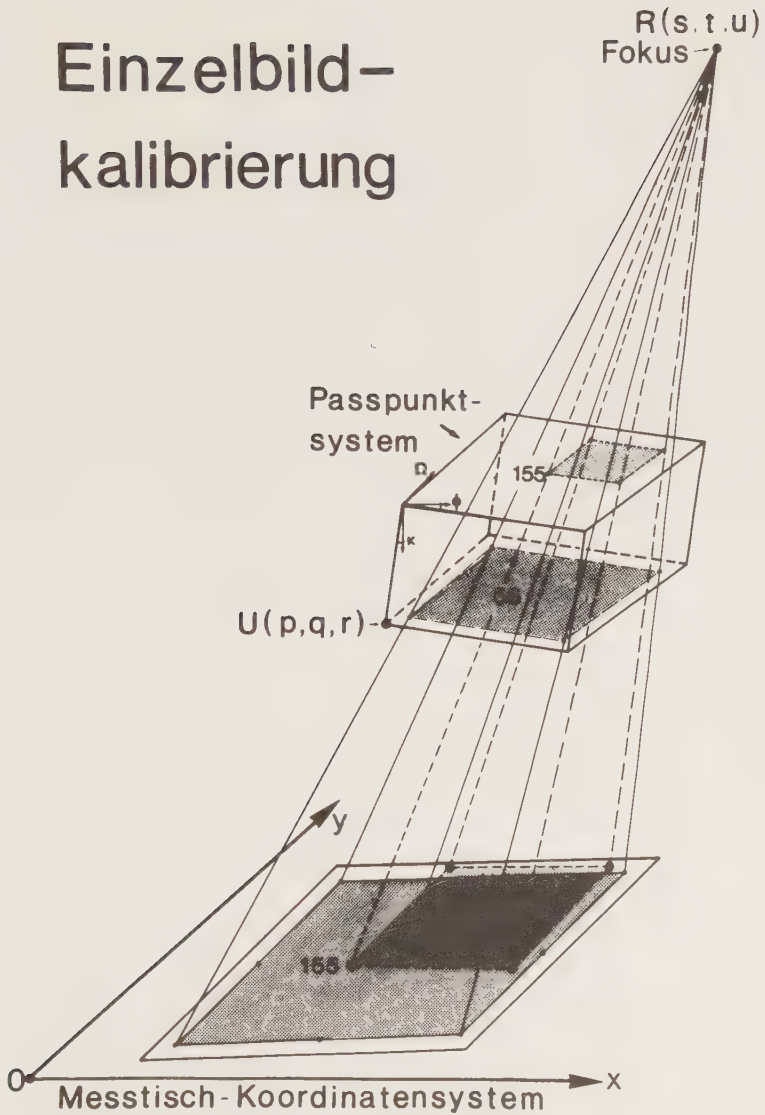


Abb.13 Kalibrierung der Einzelbilder

## 2.4 Kalibrierung der Einzelbilder

Bei der Roentgenaufnahme handelt es sich um eine Zentralprojektion, die durch die Roehrenposition  $R(s,t,u)$ , den Passpunktursprung  $U(p,q,r)$  und die drei Passpunkttagewinkel  $\phi, \Omega, \kappa$  eindeutig beschrieben wird. Diese neun Parameter werden relativ zu dem auf den Messtisch liegenden Roentgenbild und dem dadurch definierten Koordinatensystem  $\{x,y,z\}$  definiert (Abb.13). Die zur Bestimmung der neun Parameter  $p,q,r,s,t,u, \phi, \Omega, \kappa$  notwendigen Berechnungen lassen sich im  $R^3$  nur sehr aufwendig darstellen. Durch Uebergang auf 4-dimensionale Homogene Koordinaten [28] entsteht ein lineares Gleichungssystem /1/ bestehend aus dem Produkt aus Projektions- (P), Translations- (T) und dreier Rotationsmatritzen ( $R_x, R_y, R_z$ ). H ist eine Variable.

$$P \circ T \circ R_z \circ R_y \circ R_x \circ X = M \circ X \quad /1/$$

$$X = (x, y, z, 1)^T \quad /2/$$

$$Y = (H \cdot x^*, H \cdot y^*, 0, H)^T \quad /3/$$

$$M = \begin{pmatrix} M_1 & M_4 & M_7 & M_{10} \\ M_2 & M_5 & M_8 & M_{11} \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ M_3 & M_6 & M_9 & M_{12} \end{pmatrix} \quad /4/$$

$$P = \begin{pmatrix} 1 & 0 & -\frac{s}{u} & 0 \\ 0 & 1 & -\frac{t}{u} & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & 0 & -\frac{1}{u} & 1 \end{pmatrix}$$

$$T = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & p \\ 0 & 1 & 0 & q \\ 0 & 0 & 1 & r \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_x = \begin{pmatrix} 1 & 0 & 0 & 0 \\ 0 & \cos\phi & \sin\phi & 0 \\ 0 & -\sin\phi & \cos\phi & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_y = \begin{pmatrix} \cos\Omega & 0 & \sin\Omega & 0 \\ 0 & 1 & 0 & 0 \\ -\sin\Omega & 0 & \cos\Omega & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

$$R_z = \begin{pmatrix} \cos\kappa & \sin\kappa & 0 & 0 \\ -\sin\kappa & \cos\kappa & 0 & 0 \\ 0 & 0 & 1 & 0 \\ 0 & 0 & 0 & 1 \end{pmatrix}$$

# ELEMENTE DER MATRIX M

$$M_1 = \cos\phi \cdot \cos\kappa - \sin\phi \cdot \sin\Omega \cdot \sin\kappa + \frac{s}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_2 = \cos\phi \cdot \sin\kappa + \sin\phi \cdot \sin\Omega \cdot \cos\kappa + \frac{t}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_3 = \frac{1}{u} \cdot \sin\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_4 = -\cos\Omega \cdot \sin\kappa - \frac{s}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_5 = \cos\Omega \cdot \cos\kappa - \frac{t}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_6 = -\frac{1}{u} \cdot \sin\Omega$$

$$M_7 = \sin\phi \cdot \cos\kappa + \cos\phi \cdot \sin\Omega \cdot \sin\kappa - \frac{s}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_8 = \sin\phi \cdot \sin\kappa - \cos\phi \cdot \sin\Omega \cdot \cos\kappa - \frac{t}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_9 = -\frac{1}{u} \cdot \cos\phi \cdot \cos\Omega$$

$$M_{10} = p - r \cdot \frac{s}{u}$$

$$M_{11} = q - r \cdot \frac{t}{u}$$

$$M_{12} = 1 - \frac{r}{u}$$

Die Koeffizienten der Matrix  $M$  /4/ sind so zu bestimmen, dass ein beliebiger Punkt  $X$  /2/ (z.B. Passpunkt) im dreidimensionalen Raum in seinen korrespondierenden Bildpunkt  $Y$  /3/ im zweidimensionalen Roentgenbild abgebildet wird. Durch die grosse Anzahl von messbaren Passpunkten (ca 50) ist eine Ueberbestimmung durch Loesung als Normalgleichungssystem (Multiplikation mit der Transponierten) zu realisieren.

Die Berechnung der neun Kalibrierungsparameter erfolgt durch analytische Loesung des nichtlinearen Gleichungssystem /4/. Zur Messfehlerelimination werden nun die als Fertigungskonstanten bekannten Sollwerte der Passpunkte mit den berechneten Kalibrierungsparametern projiziert und die Abstaende zu den gemessenen Ist-Werten ermittelt. Alle Punkte, deren Abweichung groesser als die  $3s$ -Streuung ist, werden eliminiert und mit dem reduzierten Passpunktfeld die neun Parameter erneut berechnet.

## 2.5 Orientierung des Stereobilds

-----

Zur automatisierten dreidimensionalen Rekonstruktion von Objekten aus zwei zentralperspektivischen Aufnahmen ist eine Relativorientierung, d.h. eine Transformation der voneinander unabhaengig ausgemessenen Einzelbilder in ein gemeinsames Koordinatensystem notwendig. Die Transformationen, die zur Ueberfuehrung der Messkoordinaten in das gemeinsame Passpunktkoordinatensystem notwendig sind, zeigt Abb.14. Dazu werden die linke (L) bzw. rechte Roehrenposition (R) und die Filmebene mit den Rotationen  $R_L, R_R$  so gedreht, dass die jeweiligen Passpunktlagewinkel  $\phi = \Omega = K = 0$  sind. Durch die Translationen  $T_L, T_R$  werden dann die Roehrenfoci und Filmebenen so verschoben, dass der jeweilige linke bzw. rechte Passpunktursprung  $U(p,q,r)$  in den Punkt

(500,500,50) uebergeht. Nun koennen die Filmebenen mit den Projektionen  $P_L, P_R$  in die zum Passpunktsystem parallele Ebene  $z=0$  projiziert werden. Korrespondierende Bildpunkte eines raeumlichen Objektes liegen nun auf der Schnittgeraden, der vom Raumpunkt und den beiden Roehrenpositionen aufgespannten Kernebene mit der Ebene  $z=0$ .

## Orientierung der Stereo-Aufnahmen

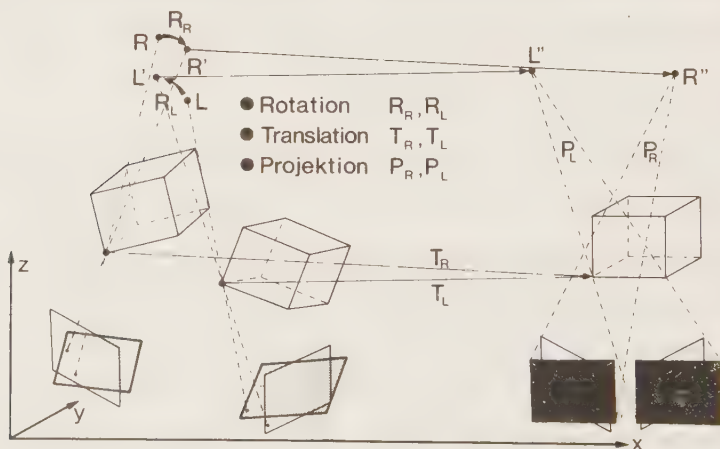


Abb.14 Orientierung der Stereo-Aufnahmen

## 2.6 Dreidimensionale Rekonstruktion der Bildobjekte

---

Nach der Orientierung der beiden Roentgenbilder koennen nunmehr alle Objektpunkte, die in beiden Perspektiven abgebildet sind, zuruecktransformiert werden.

Bei gegebenen Koordinaten  $(X_L, Y_L)$  in der linken und  $(X_R, Y_R)$  in der rechten Perspektive berechnet sich der Raumpunkt

$$X = (x, y, z) \quad /5/$$

durch Loesung der Gleichung

$$C^T \cdot C \cdot X = C^T \cdot D \quad /6/$$

die Aufloesung nach  $X$  ergibt

$$X = \{C^T \cdot C\}^{-1} \cdot C^T \cdot D \quad /7/$$

mit

$$C = \begin{pmatrix} M_1^L - M_3^L \cdot x_L & M_4^L - M_6^L \cdot x_L & M_7^L - M_9^L \cdot x_L \\ M_2^L - M_3^L \cdot y_L & M_5^L - M_6^L \cdot y_L & M_8^L - M_9^L \cdot y_L \\ M_1^R - M_3^R \cdot x_R & M_4^R - M_6^R \cdot x_R & M_7^R - M_9^R \cdot x_R \\ M_2^R - M_3^R \cdot y_R & M_5^R - M_6^R \cdot y_R & M_8^R - M_9^R \cdot y_R \end{pmatrix} \quad /8/$$

und

$$D = \left\{ \begin{array}{l} M_{12}^L \cdot x_L - M_{10}^L, \quad M_{12}^L \cdot y_L - M_{11}^L, \\ M_{12}^R \cdot x_R - M_{10}^R, \quad M_{12}^R \cdot y_R - M_{11}^R \end{array} \right\}^T \quad /9/$$

wobei die  $M_i^L, M_i^R$  ( $i=1,2,...,12$ ) die Koeffizienten der Kalibriermatrix  $M$  (/4/) aus Abschnitt 2.4 sind.

Das Auffinden zweier korrespondierender Bildpunkte sei am Beispiel einer Gerade verdeutlicht: Zunaechst werden durch die Punktfolgen im linken und rechten Bild Regressionsgeraden gelegt. Ein beliebiger Punkt  $P_r$  in der rechten Projektion spannt mit den Roehrenpositionen  $R_l$  und  $R_r$  die Kernebene auf, innerhalb der auch der raeumliche Punkt  $P$  liegt (Abb.15). Der Schnittpunkt der durch die Kernebene und Filmebene definierten Schnittgeraden mit der Regressionsgeraden in der linken Projektion stellt den gesuchten korrespondierenden Bildpunkt  $P_l$  dar.

Eine ausfuehrliche Beschreibung der 3D-Rekonstruktion von Objekten aus zwei zweidimensionalen Roentgenbildern wird in [4] gegeben. Dabei wird auch auf die Korrektur von Mess- und Projektionsfehlern, sowie auf die Entscheidungsfindung bei uneindeutigen Abbildungen (z.B. Kreis) eingegangen.

# Rekonstruktion einer Geraden

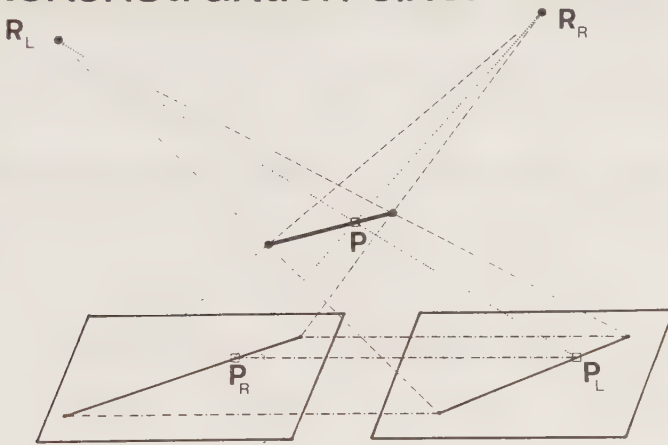


Abb.15 Rekonstruktion einer Geraden

## Relativlage der Metallmessmarkierungen 4,5,6

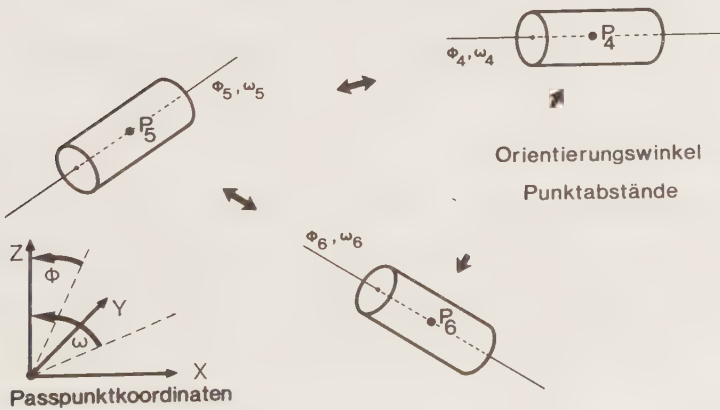


Abb.16 Relativlage der Metallmessmarkierungen;  $\phi$  und  $\omega$  sind die Winkel der auf die Ebenen  $x=0$  und  $z=0$  projizierten Drehachsen der Zylinder zur  $z$ -Achse

## 2.7 Vergleichbarkeit der Messdaten

-----

Der praktische Einsatz eines Diagnosesystems in der klinischen Routine verlangt eine anschauliche und leicht interpretierbare Form der quantitativ erhobenen Befunde.

Beiden in 1.2 angesprochenen klinischen Fragestellungen (Laengs- bzw. Querschnittbeobachtung) ist gemeinsam, dass zwei Roentgenaufnahmen miteinander verglichen werden. Die entscheidende Voraussetzung fuer die Vergleichbarkeit der Messdaten ist, dass die Referenzpunkte (Metallmarkierungen) im Knochen sich zwischen zwei Aufnahmen nicht verlagern. Jeder Zylinder wird durch seinen Mittelpunkt  $P_i$  und zwei Orientierungswinkel  $\Phi, \omega$  im Raum festgelegt (Abb.16). Damit lassen sich sowohl kleinste translatorische als auch rotatorische Verlagerungen einer Metallmessmarke erkennen. Im bisherigen Beobachtungszeitraum von ueber 2 Jahren mit ueber 200 Patienten kam es zu keiner feststellbaren Wanderung einer Markierung.- Lediglich bei 10 Patienten wurden eine oder mehrere Markierungen nicht im Knochen, sondern in den Weichteilen eingebracht und waren somit nicht als Fixpunkte verwendbar.

Die aktuellen Genauigkeitsparameter zweier Aufnahmen zu den Zeitpunkten  $t$  und  $t'$  sind die Abstandsdifferenzen  $\Delta g, \Delta h, \Delta i$  der Metallmarkierung (Abb.17). Theoretisch lassen sich beide Dreiecke  $(P_4, P_5, P_6)$  zur Deckung bringen, d.h.  $\Delta g = \Delta h = \Delta i = 0$ . Praktisch resultieren jedoch durch Aufnahme- und Auswertefehler (siehe Kapitel 3.) Abstandsdifferenzen, so dass  $\Delta g \neq 0$ ,  $\Delta h \neq 0$  und  $\Delta i \neq 0$  sind.

Je groesser die Abstandsdifferenzen, umso schlechter die Messung und um so schlechter die Diskriminanz einer eventuell tatsaechlich stattgehabten Verlagerung des Implantats vom methodisch

bedingten Messfehler. Die Abstandsdifferenzen  $\Delta j$ ,  $\Delta k$ ,  $\Delta l$  der Marken zum Prothesenmittelpunkt (Abb.18) ergeben in Relation zu den Parametern  $\Delta g$ ,  $\Delta h$ ,  $\Delta i$  einen Hinweis auf eine Lockerung, lassen jedoch noch keine Aussage ueber Betrag und Richtung zu.

Kontrollaufnahme zum Zeitpunkt  $t$   
(postoperativ)

Kontrollaufnahme zum Zeitpunkt  $t'$   
(nach 6 Monaten)

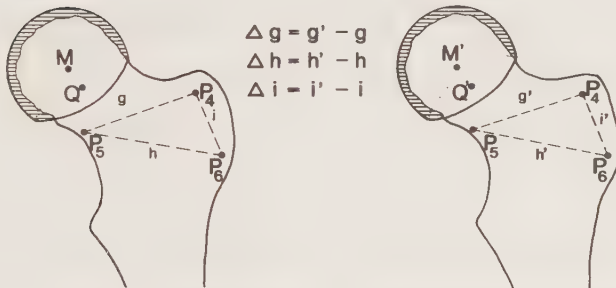


Abb.17 Parameter zur Beurteilung der Messgenauigkeit

Kontrollaufnahme zum Zeitpunkt  $t$   
(postoperativ)

Kontrollaufnahme zum Zeitpunkt  $t'$   
(nach 6 Monaten)

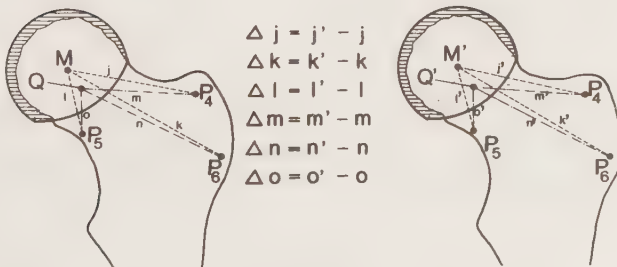


Abb.18 Messwerte zur Lockerungsbeurteilung

### 2.7.1 Der Lockerungsvektor

-----

Um in der klinischen Routineanwendung eine unmittelbare topographisch-anatomische Interpretation der SRA-Befunde zu ermöglichen, wurde der Begriff des Lockerungsvektors  $\vec{v}$  eingeführt. Das zu seiner Berechnung notwendige Vorgehen sei am Beispiel zweier Roentgenaufnahmen einer Hüftpfanne erläutert (Abb.3) Im ersten Stereobild zum Zeitpunkt  $t$  habe der Markierungsdraht der Hüftpfanne den Mittelpunkt  $N$ , im zweiten Stereobild zum Zeitpunkt  $t'$  sei es zu einer Verlagerung des Mittelpunktes von  $N$  nach  $N'$  gekommen. Der Vektor  $\overline{NN'}$  im  $R^3$  stellt dann den Lockerungsvektor dar. Befindet sich der Patient bei der ersten Roentgenaufnahme in Normallage, (Abb.19) d.h. die Körperlaengsachse ist parallel zur Passpunktkoordinatenachse  $x$ , so koennen die drei Komponenten topographisch-anatomisch in medizinischer Nomenklatur interpretiert werden:

$x$  = cranio - caudal

$-x$  = caudo - cranial

$y$  = medio - lateral

$-y$  = latero - medial

$z$  = dorso - ventral

$-z$  = ventro - dorsal

Liegt der Patient mit seinen Fuessen in Richtung der negativen  $x$ -Achse (rechte Hüfte), so kommt es bei der  $x$ -Komponente zu einer Vorzeichenumkehrung.

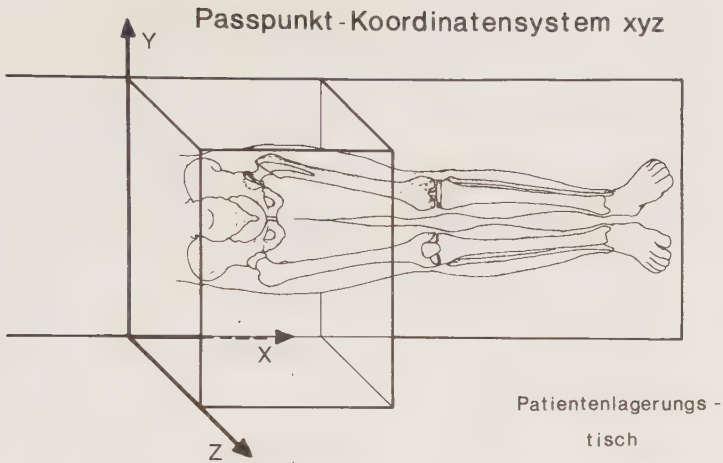


Abb.19 Normallage beim Roentgen

## Lageoptimierung :

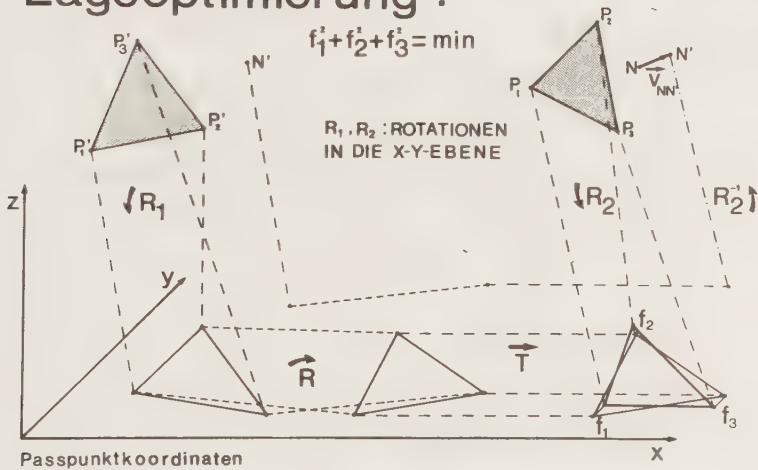


Abb.20 Ausgleich von Messfehlern bei der Berechnung des Lockerungsvektors

# DUKUMENTATIONSBOGEN ZUR VERLAUFSBEOBACHTUNG

## 1. PERSONALDATEN

### NAME

VORNAME LAURA  
 GEBURTSTAG (TAG, MONAT, JAHR) 30.11.1919  
 GESCHLECHT (1=MAENNL., 2=WEIBL.) 2

## 2. MARKIERUNG UND PROTHESE

|                        | LINKS        | RECHTS |
|------------------------|--------------|--------|
| METALLMARKEN IN FEMUR  | 3            |        |
| METALLMARKEN IM BECKEN | 3            |        |
| PROTHESE               | SCHALE LINKS |        |

## 3. VERLAUFSBEOBACHTUNG

DATUM DER OPERATION 2.2.1978  
 DATUM DER 1. AUFNAHME 26.1.79  
 DATUM DER 2. AUFNAHME 29.6.79

## 4. ERGEBNISSE

| ABSTAEENDE | 1. AUFNAHME | 2. AUFNAHME | DIFFERENZEN         |                     |
|------------|-------------|-------------|---------------------|---------------------|
| P4-P5      | g49.49 MM   | g'49.52 MM  | $\Delta g$ 0.03 MM  | } Kontrollparameter |
| P4-P6      | h50.33 MM   | h'50.51 MM  | $\Delta h$ 0.18 MM  |                     |
| P5-P6      | i47.31 MM   | i'47.39 MM  | $\Delta i$ 0.08 MM  |                     |
| P4-M       | j39.60 MM   | j'39.30 MM  | $\Delta j$ -0.30 MM |                     |
| P5-M       | k85.64 MM   | k'85.52 MM  | $\Delta k$ -0.12 MM |                     |
| P6-M       | l64.70 MM   | l'65.03 MM  | $\Delta l$ 0.32 MM  |                     |

### MINIMALE MARKENABSTAEENDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

|         |         |         |
|---------|---------|---------|
| P4      | P5      | P6      |
| 0.08 MM | 0.02 MM | 0.10 MM |

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 0.80 MM

### DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

|                             |         |
|-----------------------------|---------|
| CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM | 0.43 MM |
| LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM | 0.22 MM |
| DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM | 0.64 MM |

Abb.21 Dokumentationsbogen zur Prothesenlockerung mit Kennzeichnung der in den Abb.17 und 18 eingefuehrten Parameter zur Beurteilung der Messgenauigkeit und der Lockerung

Um den Einfluss der Messfehler auf das Resultat zu minimieren, ist bei der Berechnung des Lockerungsvektors ein Fehlerausgleich notwendig. Die Abb.20 zeigt schematisch das Vorgehen. Das Ziel der Optimierung ist zwei durch Fehlereinflüsse leicht inkongruente Dreiecke im Raum so ineinander zu schieben, dass die Summe  $\sum_{i=1}^3 (P_i - P_i')^2$  minimal wird. Die Berechnungen der dazu erforderlichen drei Rotationen  $R_1, R_2$  und der Translation  $T$  sind in [3,5] ausführlich dargelegt. Der gesuchte Lockerungsvektor  $\vec{v}_{NN'}$  ist dann gegeben durch:

$$\vec{v}_{NN'} = (R_2^{-1} \circ T \circ R_1 \circ \vec{n}) - \vec{n'} \quad /10/$$

wobei  $\vec{n}$  und  $\vec{n'}$  die Ortsvektoren der Punkte  $N$  und  $N'$  aus Abb. 3 sind. Analoge Berechnungen werden auch bei den anderen Prothesentypen durchgeführt, die Ausgabe auf einem Dokumentationsbogen zeigt Abb.21.

### 3. Ergebnisse

-----

In diesem Kapitel werden die mit der SRA erhaltenen Resultate vorgestellt, wobei eingehend auf den Einfluss verschiedener Fehlergrößen eingegangen wird. Um die Genauigkeit des Verfahrens und die Auswirkungen einzelner in der Praxis nicht singulär auftretender Fehlereinflüsse testen zu können, wurde ein Simulationsprogramm entwickelt, das die Generierung von synthetischen Messdaten aus Stereoröntgenbildern gemäß den Abbildungsvorschriften der Zentralprojektion mit Röntgenstrahlen erlaubt. Das Programm erzeugt eine beliebig wählbare Anzahl von Koordinaten an den Konturen von Zylindern, Kugeln und Kreisen, die in der Filmbene mit einem normalverteilten Fehler in x- und y beaufschlagt werden können. Die Lage und Winkel des Passpunktsystems, der Röhrenposition und der Objekte zum Film sind wie die Objektgrößen frei wählbar. Die Verlagerung eines Patienten zwischen der ersten und zweiten Aufnahme wird durch eine Translation aller Objekte nach der ersten Projektion ermöglicht. Die aus theoretischen Überlegungen, Rechnersimulation und praktischen Versuchen resultierenden Einflüsse werden im folgenden diskutiert:

#### 3.1 Die Rechengenauigkeit

-----

Zur Bestimmung der durch die umfangreichen Berechnungen verursachten möglichen Fehler wurden mit dem in Kapitel 3 beschriebenen Simulationssystem Messdaten von 3 Marken und einer Kugel mit realistischer Lage (siehe Kapitel 3.3) zueinander generiert. Die Markenkonturen wurden jeweils mit 30, die Kugelkontur mit 50 Punkten approximiert. In 16 Versuchen wurden als Parameter die Translation der gesamten Objektkonfiguration und die Winkel der

Zylinderachsen veraendert und der resultierende, durch methodische Rechenfehler erzeugte Lockerungsvektor, ausgegeben. Bei einer Eingabegenauigkeit mit Rundung der x- und y-Koordinate auf 1/100 mm ergab sich dabei ein maximaler Fehler von 0,03 mm im Betrag des Lockerungsvektors. Derselbe Versuch wurde wiederholt, wobei die Messpunkte mit einem auf 3s, s=0,05 mm beschraenkten normalverteilten Fehler in x- und y-Richtung der Bildebene beaufschlagt wurden. Dies ergab einen Fehler von maximal 0,1 mm. Die eingesetzte Messfehlerstreuung von s=0,05 mm entspricht dem bei manueller Vermessung auftretenden Fehler, und wurde mit Hilfe des in Kapitel 4.7.2 vorgestellten Segmentierungsalgorithmus aus den in Kapitel 3.5 beschriebenen Messdaten berechnet.

### 3.2 Die Abbildungsfehler

-----

Mit einer Roentgenroehre laesst sich nur naehrungsweise eine Zentralprojektion durchfuehren. Die im folgenden entwickelte Formel /11/ laesst eine Abschaetzung des durch die Brennfleckgroesse verursachten Fehlers f (Halbschattens) zu. Dabei sei c der Film-Focus Abstand, b der Durchmesser des Brennflecks, h die Objekthoehe und a der Objektabstand zum Zentralstrahl (Abb.22).

$$f=(b*c)/(c-h)-b$$

/11/

Bei einem verwendeten Brennfleckdurchmesser b von 2 mm, c = 1350 mm, und h = 150 mm zeigt sich der Fehler als gleichmaessig von a unabhaenige Konturunschaerfe von 0,25 mm im Roentgenbild. Eine sehr detaillierte Beschreibung dieses geometrischen und anderer weniger ins Gewicht fallender Abbildungsfehler, wie z.B. Bewegungunschaerfe, Folien- und Filmunschaerfe, ist in [29,30]

enthalten.

Versuche zur Bestimmung des Fehlereinflusses durch die Entwicklung der Filme wurden in [22] durchgefuehrt. Dabei ergaben sich fuer Filme mit Polyestertraeger Verzerrungen unter 0,12 mm pro 30 cm bei einer Entwicklungsdauer von 90 Sekunden in handelsueblichen Entwicklungsautomaten.



Abb.22 Geometrisch bedingter Abbildungsfehler durch endliche Fokusgrösse

### 3.3 Markierungsfehler

-----

Die Zuverlaessigkeit der Ergebnisse bei der Berechnung des Lockerungsvektors haengt entscheidend davon ab, wie genau ein Raumkoordinatensystem durch die drei im Knochen eingebrachten Zylindermarken definiert werden kann und welche Position der Prothesenmittelpunkt zu dem aufgespannten Markendreieck hat. Sind weniger als drei Markierungen im Knochen eingebracht oder im Roentgenbild abgebildet, so laesst sich kein Raumkoordinatensystem berechnen und dementsprechend kein Lockerungsvektor. Bei zwei Markierungen lassen sich nur Verlagerungen des Implantats relativ zu der durch die Marken definierten Geraden feststellen. Rotationsbewegungen um diese Gerade lassen sich nicht diagnostizieren. Bei nur einer auswertbaren Marke kann man nur noch Aussagen ueber eine Abstandsaenderung zwischen Prothesenmittelpunkt und Markierungszylinder treffen. Daraus ergeben sich folgende zwei Forderungen an eine optimale Markierungstechnik:

1. Mindestens 3 Markierungen muessen jeweils im Oberschenkel- und Beckenknochen fest verankert sein. Markierungen in den Weichteilen sind wertlos.
2. Die drei coxalen und die drei femoralen Markierungszylinder sollen jeweils naehrungsweise ein gleichseitiges Dreieck bilden und einen moeglichst grossen Abstand voneinander haben. Der Abstand des Prothesenmittelpunkts zum Schwerpunkt dieses Dreiecks sollte moeglichst gering sein.

Die Auswirkung einer fehlerhaft markierten Huefte am Beispiel einer Patientin zeigt die Abb.23. Statt der in Punkt 2. geforderten naehrungsweise Aequidistanz spannen die Markierungen ein stumpfwinkliges Dreieck auf, dessen Seitenlaengen dem

Dokumentationsbogen in Abb.24 zu entnehmen sind. Bereits eine geringe durch Messfehler bedingte Abweichung des Messpunktes P5 senkrecht zu der von den Marken P4,P5,P6 aufgespannten Ebene erzeugt einen tatsaechlich nicht vorhandenen Lockerungsvektor als Artefakt. Die Berechnung des Verhaeltnisses der Strecken  $\hat{r}$  zu  $r$ , d.h. der Abstaende des Mittelpunktes M bzw. der Marke P5 zur Raumgeraden durch P4 und P6, ergab 15,1. Nimmt man einen moeglichen Auswertefehler von 0,1 mm (siehe Kapitel 3.5) bei P5 an, so kann es wegen dieser unguenstigen Markierungskonfiguration zu einem dem Verhaeltnis  $\hat{r}$  zu  $r$  entsprechenden 15,1 fachen Fehler von 1,51 mm bei der in Kapitel 2.7.1 beschriebenen Berechnung des Lockerungsvektors kommen. Mit anderen Worten: erst Werte oberhalb dieser Diskriminanzschwelle von 1,51 mm koennen bei dieser Patientin eindeutig als Implantatsverlagerungen gedeutet werden. Die Abb.25 zeigt nochmals schematisch die Auswirkungen durch multiplikative Fehlerfortpflanzung bei fehlerhafter Markierung.

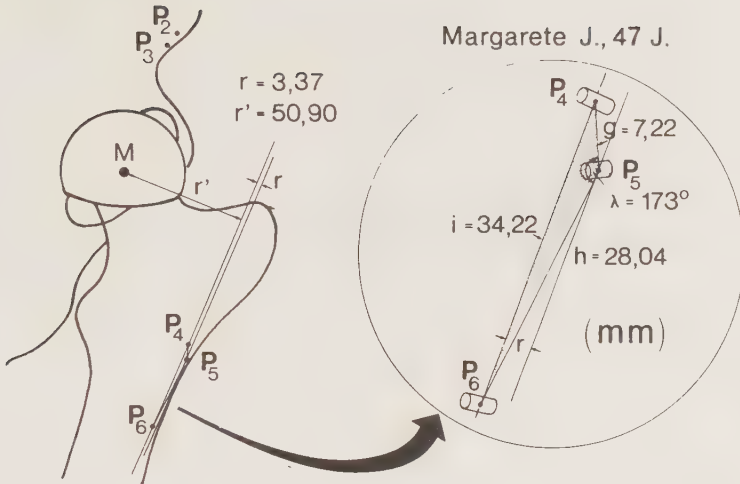


Abb.23 Fehlerhaft markierter Patient

| ABSTAEUDE | 1.AUFNAHME | 2.AUFNAHME | DIFFERENZEN |
|-----------|------------|------------|-------------|
| P4-P5     | 7.22 MM    | 7.17 MM    | -0.06 MM    |
| P4-P6     | 34.22 MM   | 34.31 MM   | 0.10 MM     |
| P5-P6     | 28.04 MM   | 27.97 MM   | -0.08 MM    |
| P4-M      | 68.31 MM   | 68.46 MM   | 0.15 MM     |
| P5-M      | 73.01 MM   | 73.38 MM   | 0.36 MM     |
| P6-M      | 94.63 MM   | 94.69 MM   | 0.06 MM     |

MINIMALE MARKENABSTAEUDE NACH LAGEOPTIMIERUNG

| P4      | P5      | P6      |
|---------|---------|---------|
| 0.20 MM | 0.24 MM | 0.05 MM |

DIE LOCKERUNG BETRAEGT 4.63 MM

DIE VERLAGERUNG DER PROTHESE ERFOLGTE IN

|                             |         |
|-----------------------------|---------|
| CRANIO-CAUDALER RICHTUNG UM | 0.42 MM |
| LATERO-MEDIALER RICHTUNG UM | 2.86 MM |
| DORSO-VENTRALER RICHTUNG UM | 3.63 MM |

Abb.24 Dokumentationsbogen zum fehlerhaft markierten Patient

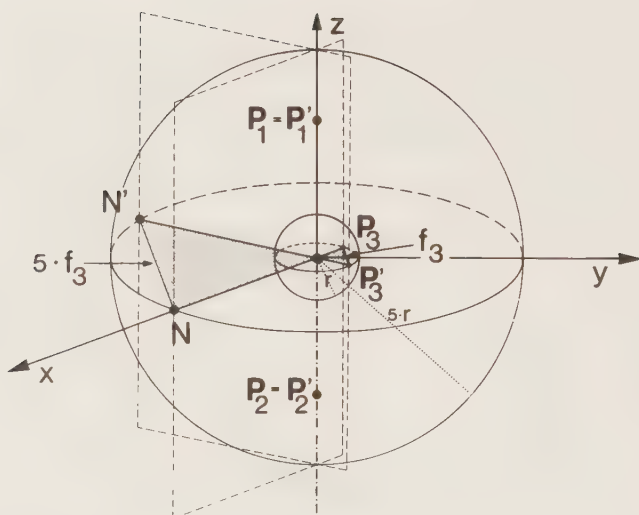


Abb.25 Schematische Darstellung der Auswirkung einer fehlerhaften Markierung

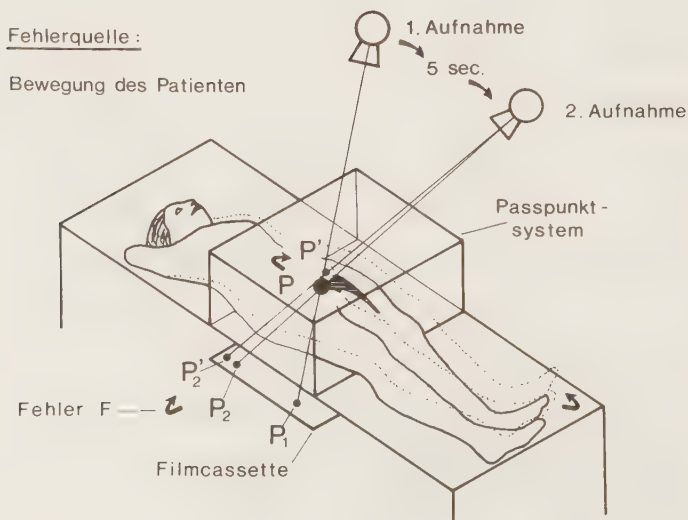


Abb.26 Lageveraenderung zwischen dem 1. und 2. Halbbild einer Stereoaufnahme

### 3.4 Aufnahmefehler

-----

Die Abb.26 zeigt die Auswirkung einer Lageveraenderung des Patienten zwischen der 1. und 2. Stereoaufnahme. Bewegt sich der Patient nicht, bildet sich der Punkt P in P<sub>1</sub> und P<sub>2</sub> ab. Kam es jedoch nach der 1. Aufnahme zu einer Verlagerung des Objektpunktes P nach P', so wird P' in P'<sub>2</sub> abgebildet. Der daraus resultierende Fehler F in der Projektion bedingt einen räumlichen, als Aufnahmefehler bezeichneten Fehler F\*, der den Fehler bei der Berechnung des Abstandes zwischen zwei Punkten beschreibt. Mit dem in Kapitel 3. vorgestellten System wurde eine Computersimulation durchgefuehrt, um diesen Aufnahmefehler F\* isoliert von anderen Fehlerquellen studieren zu koennen. Dazu wurden zwei im Abstand l voneinander liegende Punkte P und Q nach der ersten Projektion gleichartig nach P\* bzw. Q\* verlagert. Die Abb.27 zeigt die separat variierbare Translationen  $\Delta x$ ,  $\Delta y$ ,  $\Delta z$  und die fuer die Simulation verwendeten Abstaende  $l_1$ ,  $l_2$ ,  $l_3$  zwischen den Punkten P und Q. Dabei zeigte sich eine erwartete Unabhaengigkeit des Fehlers von der y-Koordinate, da die Vertikalparallaxen bei der Ruecktransformation ausgeglichen werden koennen. Die in [5] gezeigte Graphik stellt schematisch die Abhaengigkeit des Fehlers F\* von  $\Delta x$ ,  $\Delta z$  und l dar, weitere Beispiele zeigen die Auswirkungen der Patientenverlagerung auf den Lockerungsvektor. Danach sind Bewegungen bis zu 1 mm in x- und z-Richtung tolerierbar. Zur Verifikation von Patientenbewegungen koennen die geometrischen Formparameter der Objekte nach der 3D-Rekonstruktion herangezogen werden, da sich zum Beispiel statt einer Kreisebene mit geringer z-Streuung eine Ellipse mit vergroesserter z-Streuung bei der Ruecktransformation einer Kugel ergibt. Bei bisher ueber 200 ausgewerteten Patienten gab es in

etwa 15% der Faeelle Einschr enken der Messgenauigkeit wegen Bewegungen waehrend der Aufnahmen.

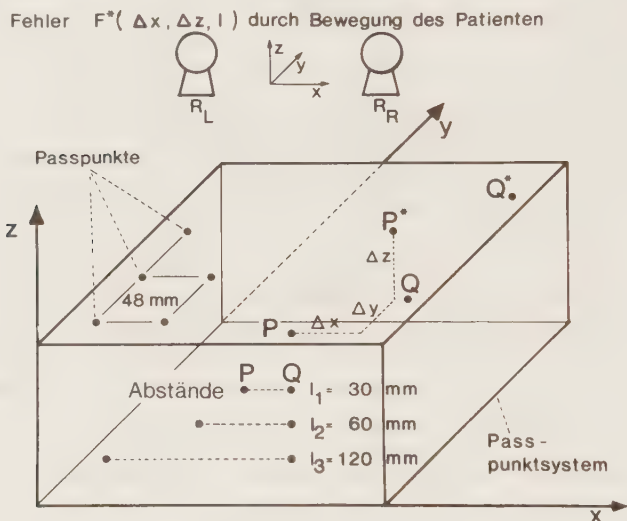


Abb.27 Simulation zur Analyse des Aufnahmefehlers

AUSWERTEFEHLER  $F^*$  ( in mm)

| Auswerter<br>↓ | Auswertung Nr. |      |      |      |      |      | MW<br>↓ |
|----------------|----------------|------|------|------|------|------|---------|
|                | 1              | 2    | 3    | 4    | 5    | 6    |         |
| Nr. 1          | 0.06           | 0.07 | 0.04 | 0.03 | 0.05 | 0.04 | 0.05    |
| Nr. 2          | 0.07           | 0.10 | 0.05 | 0.20 | 0.06 | 0.13 | 0.10    |
| Nr. 3          | 0.07           | 0.09 | 0.05 | 0.08 | 0.05 | 0.19 | 0.09    |
| MW →           | 0.07           | 0.09 | 0.05 | 0.10 | 0.06 | 0.12 | 0.08    |

Abb.28 Tabelle zur Ermittlung des Auswertefehlers bei unterschiedlichen Auswertern

### 3.5 Auswertefehler

Um die Auswertegenauigkeit der SRA zu bestimmen, wurde eine Stereoaufnahme von einem mit einer Schalenprothese versehenen und markierten Oberschenkelknochen angefertigt und von drei Auswertern je zweimal ausgemessen. Die in Abb.28 gezeigten Auswertungen 1 bis 3 sind Markenabstandsdifferenzen, die Auswertungen 4 bis 6 sind Abstandsdifferenzen der Marken zum Prothesenmittelpunkt. Der mittlere Fehler betrug 0,08 mm bei einer Streuung von 0,04 mm. An jeder Marke wurden im Mittel 30 Punkte, an den Prothesenkonturen jeweils ca 50 Punkte gemessen.

Zur Verifikation der metrischen Genauigkeit wurde ein Einfach-Blind-Versuch durchgefuehrt. Ein auf einem Messtisch angebrachter Markierungszyylinder wurde nach Anfertigung eines ersten Stereobildes um einen dem Auswerter unbekannten Betrag in x- und y-Richtung verschoben. Die Genauigkeit der einstellbaren Verlagerung betrug 0,01 mm. Anschliessend wurde ein zweites Stereobild angefertigt und die Aufnahmen ausgewertet. Die Differenz zwischen tatsaechlicher und berechneter Verlagerung betrug nur 0.02 mm. Zur Ermittlung der Groesse des Aufnahme- und Auswertefehlers in praxi, wurde bei drei Patienten mit fester Prothese zusaetzlich eine dritte Aufnahme angefertigt. Damit ergaben sich fuer jeden Patienten zwei auswertbare Aufnahmepaare mit einer linken und zwei rechten Projektionen. Der Mittelwert der Abstandsdifferenzen betrug bei diesem Versuch 0,04 mm.

### 3.6 Statistische Analyse des Patientengutes

---

Seit Oktober 1977 wurden ueber 200 hueftoperierte Patienten mit der vorgestellten Methode stereo-roentgenologisch und gleichzeitig klinisch nachuntersucht. Ein Ueberblick ueber die Ergebnisse bei diesen Patienten wird in [31] gegeben, zur Validierung der Methode wurden als Aussenkriterien zur Korrelation mit der SRA die klinischen Befunde herangezogen. In den Faellen bei denen eine Auswechseloperation vorgenommen wurde, konnte die mit der SRA festgestellte Lockerung bestaetigt werden. Als ein wichtiges Ergebnis konnte bei der Mehrzahl der Patienten mit einer Schalenprothese ein mit der Implantationszeit propotional zunehmendes Eintauchen der Prothese auf den Schenkelhals beobachtet werden.

#### 4. Automatische Vermessung der Stereobilder

-----

Der breite klinische Einsatz und die Uebernahme des in Kapitel 2. und 3. vorgestellten Systems zur Diagnose von Hueftendoprothesen-lockerungen durch andere Kliniken scheiterte bisher an der personalintensiven manuellen Vermessung der Stereobilder. Die bisher bekannten Verfahren in der Photogrammetrie zur Auswertung von Stereobildern [32] basieren alle entweder auf analogen oder teil-automatisierten analytischen Auswerteverfahren, die personal- und zeitintensiv und daher unwirtschaftlich sind. Ein oekonomisch einsetzbares System muss folgenden Forderungen genuegen:

1. Weitgehend automatisierter Ablauf zur Einsparung von zusaetzlichem Personal.
2. Die von einem Menschen benoetigte Messdauer sollte moeglichst unterschritten werden.
3. Die mit der manuellen Messmethode erhaltene Praezision darf sich nicht verschlechtern.
4. Das System muss von Hilfspersonal (z.B. Roentgen-MTA) bedienbar sein.
5. Die Gesamtkosten sollen gering sein (max. 300 000.- DM).

Ein in [33] beschriebener Entwurf eines digitalen on - line Stereokorrelationssystems scheidet als Loesung aus zwei wesentlichen Gruenden aus. Die Kosten der zur Verarbeitung benoetigten Hardware (Entzerrungs-, Praediktions-, Transformations- und Korrelationsprozessor, sowie Bildabtastsystem) uebersteigen mit Sicherheit die in Punkt 5. angegebene Kostengrenze ganz erheblich. Zum anderen sucht das System lediglich bei gegebenen Punkten  $x_i, y_i$  im linken Bild durch Korrelation die entsprechenden Bildpunkte im rechten Stereobild und berechnet daraus den dazu-

gehorigen Raumpunkt, was bei kontrastarmen Roentgenbildern als Durchdringungsbilder nur eingeschaenkt moeglich sein wird. Ausserdem waere die anfallende Datenmenge der ruecktransformierten Raumpunkte bei einem Bildformat von  $35 \times 35 \text{ cm}^2$  und einer Aufl0sung von 0,06 mm mit einem Kleinrechner nicht mehr zu bewaeltigen. Eine Klassifikation von Objekten im Bildbereich oder nach Ruecktransformation in den  $R^3$  ist nicht vorgesehen und muesste zusaetzlich eingebaut werden.

Mit der Einfuehrung der monoskopischen Vermessung von Stereoaufnahmen und anschliessender automatischer Zuordnung entsprechender Bildpunkte in Stereobildpaaren (Kapitel 2.3-2.6), wurden die entscheidenden Voraussetzungen fuer eine problemorientierte computergestuetzte Bildverarbeitung und Auswertung geschaffen. Ein im folgenden beschriebenes, in Hard- und Software aufeinander abgestimmtes Verarbeitungssystem ermoeeglicht schon bei der Bildabtastung, durch Verwendung von a-priori Wissen aus einer Modellbildung, eine erhebliche Datenreduktion. Dazu wird das von KANADE [34,35] vorgeschlagene Modell der algorithmischen Bilddeutung zur modellgesteuerten Abtastung erweitert. Die Vorteile dieser Vorgehensweise erweisen sich besonders bei der Verarbeitung der Passpunkte (Kapitel 4.5) und der Verarbeitung der Endoprothesen (Kapitel 4.7). Die fuer die Verarbeitung notwendige Information ist ueber das ganze Bild verteilt, macht aber lediglich einen Anteil von ca 2% der gesamten Bildflaeche aus. Die gezielte, d.h. modellgesteuerte Auswahl der abzutastenden Gebiete bringt im Hinblick auf ein in der Praxis einsetzbares preisguenstiges und schnelles Gesamtsystem die entscheidende Datenreduktion. Eine weitere Beschleunigung bei der Verarbeitung wird durch die interaktive ungefaehre Positionierung auf die Marken,

den Prothesenmittelpunkt und jeweils einen oberen und unteren Passpunkt erreicht. Fuer eine modellgesteuerte Abtastung ist ein adaequater Scanner erforderlich. Zur weiteren Datenreduktion und Entlastung des Hostrechners muss dieser Scanner mit entsprechenden Faehigkeiten ausgestattet werden. Das Konzept eines solchen, mit Makrobefehlen steuerbaren und programmierbaren Abtastgeraetes, wird mit seiner Hardwarerealisierung in den Kapiteln 6.1 und 6.2 behandelt. Als Ergebnis der automatischen Abtastung und Verarbeitung der Roentgenbilder ergeben sich klassifizierte Punktmengen, wie sie in 2.3 beschrieben sind. Damit laesst sich das bestehende automatische Auswertesystem unveraendert uebernehmen, lediglich die manuelle Vermessung und Klassifikation wird durch eine maschinelle Vermessung ersetzt.

#### 4.1 Das Szenenmodell

-----

Das Modell laesst sich in drei Teilbereiche aufgliedern: den dreidimensionalen Szenenbereich, die physikalische Abbildung, die vom 3D in den 2D Bereich fuehrt und den zweidimensionalen Bildbereich.

Zunaechst zum dreidimensionalen Szenenbereich, der alle Szenenkomponenten, deren individuelle 3D Struktur, sowie die 3D Beziehungen dieser Szenenkomponenten zueinander enthaelt. Sowohl das Passpunktsystem als auch die Prothesentypen und die Markierungszylinder mit ihren gegenseitigen Lagebeziehungen wurden ausfuehrlich bereits in den Kapiteln 2.1, 2.2 und 3.3 beschrieben, so dass an dieser Stelle nicht weiter darauf eingegangen wird.

Auch das bilderzeugende System als zentralprojektorische Stereo-Roentgeneinrichtung wurde bereits in den Kapiteln 2.1 und 3.2

ausführlich dargelegt.

Aufgrund des a priori Wissens aus der 3D Beschreibung der zu untersuchenden Szene, der Physik, Lage und Orientierung des abbildenden Systems koennen nun Angaben ueber die zu erwartende Szenenprojektion gemacht werden. Fuer jede Komponente der Szenenprojektion laesst sich angeben, aus welcher Komponente der 3D Szenenbeschreibung sie hervorgegangen ist.

Die zu verarbeitende Roentgenaufnahmen sind Zentralprojektionen von Metallgegenstaenden in unterschiedlich dichtem Gewebe auf eine plane Filmebene. Eine fuer die Schwellwertdetektion wichtige Folgerung daraus ist, dass der Grauwertverlauf konvex ist, d.h. vom Objektbildrand nach der Mitte zunimmt.

## PROJEKTION VON HÜFTSCHALE UND -PFANNE

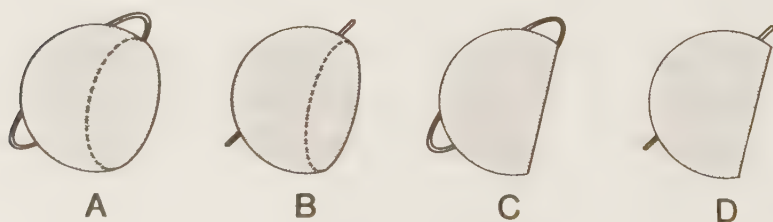


Abb.29 Projektion einer Schalenprothese mit Hueftfpannenkreisring

# Projektionen eines Zylinders

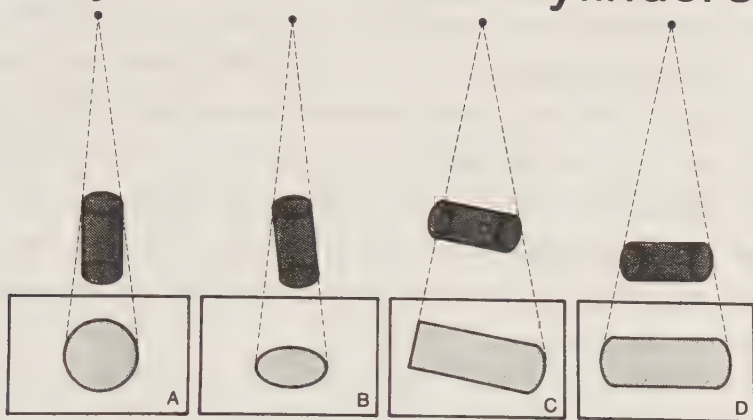


Abb.30 Projektionen eines Markierungszylinders

Die interessierenden Metallobjekte stellen im  $R^3$  geometrisch gesehen Kugeln, Kugelsegmente, Kreisringe und Kreiszyylinder dar, sind also Kegelschnitte oder aus solchen zusammengesetzt. Deshalb werden die Konturen dieser Objekte nach den Gesetzen der affinen Abbildungen wieder Kegelschnitte im  $R^2$  darstellen. Dabei besteht die Möglichkeit einer partiellen oder totalen Bildverdeckung durch andere schattengebende Objekte, beziehungsweise eine Degenerierung des Abbildes aus projektorischen Gruenden. Die Abb.29 zeigt die moeglichen Projektionen einer Schalenprothese mit Hueftpfanne (Kreisring) und die daraus resultierenden Degenerierungen. Die Abb.30 zeigt die analogen Verhaeltnisse bei dem zentralprojektorischen Roentgenbild einer Metallmessmarke (Kreiszyylinder). Die Projektion einer Schale setzt sich aus dem Anteil der Kugel und dem des teilweise verdeckten Oeffnungskreises, der auch zu einer Geraden degenerieren kann, zusammen. Ebenso kann der Kreisring zu einer Geraden degenerieren. Bei

einer Zylindermarke koennen sich sowohl die Deckelkreise in eine Gerade, als auch die Mantelseiten in einen Punkt abbilden. Der Kopf einer Schaftprothese ist eine Kugel und bildet sich deshalb immer als Ellipse ab, ebenso die unteren und oberen Passpunkte. Daraus ergibt sich zur Konturapproximation folgende Konsequenz: Alle im Rahmen der Fragestellung auftretenden Kontursegmente sind in den allgemeinen Kegelschnitten im  $R^2$  enthalten. Ein ausgleichender Kegelschnitt durch  $n > 5$  Konturpunkte  $P_i = (x_i, y_i)$  ergibt  $n$  Gleichungen der Form:

$$a_1 \cdot x_i^2 + a_2 \cdot x_i \cdot y_i + a_3 \cdot y_i^2 + a_4 \cdot x_i + a_5 \cdot y_i - 1 = k_i \quad /12/$$

Mit dem Optimierungskriterium  $\sum_i k_i^2 = \min.$

erhaelt man:  $A^T \cdot A \cdot \vec{a}^T = A^T \cdot \vec{1}^T = \vec{b}$  /13/

mit  $\vec{a} = (a_1, a_2, a_3, a_4, a_5)$   $\vec{1} = (1, 1, \dots, 1_n)$

Die Koeffizienten der symmetrischen Matrix  $A^T \cdot A$  und des Vektors  $b$  lauten:

$$A^T \cdot A = \begin{pmatrix} s_1 & s_2 & s_3 & s_4 & s_5 \\ s_2 & s_3 & s_6 & s_5 & s_7 \\ s_3 & s_6 & s_8 & s_7 & s_9 \\ s_4 & s_5 & s_7 & s_{10} & s_{11} \\ s_5 & s_7 & s_9 & s_{11} & s_{12} \end{pmatrix} \quad /14/$$

$$\vec{b} = (s_{10}, s_{11}, s_{12}, s_{13}, s_{14})^T$$

wobei

$$\begin{array}{llll} S_1 = \sum x_i^4 & S_2 = \sum x_i^3 \cdot y_i & S_3 = \sum x_i^2 \cdot y_i^2 & S_4 = \sum x_i^3 \quad /15 \\ S_5 = \sum x_i^2 \cdot y_i & S_6 = \sum x_i \cdot y_i^3 & S_7 = \sum x_i \cdot y_i^2 & S_8 = \sum y_i^4 \\ S_9 = \sum y_i^3 & S_{10} = \sum x_i^2 & S_{11} = \sum x_i \cdot y_i & S_{12} = \sum y_i^2 \\ S_{13} = \sum x_i & S_{14} = \sum y_i & & \end{array}$$

Zur Loesung dieses Normalgleichungssystems mit symmetrischer Matrix stehen besonders effiziente Loesungsverfahren zur Ver-  
fuegung, zur Berechnung der Matrix  $A^T \cdot A$  und des Vektors  $\bar{b}$  sind  
keine speicheraufwendige Matrixmultiplikationen erforderlich.

#### 4.2 Klassifikation der Objekte

-----

Zur Weiterverarbeitung und raeumlichen Rekonstruktion muessen die  
Objekte analog zur manuellen Klassifizierung in folgende Klassen  
eingeteilt werden:

- filmnahe (untere) Passpunkte (1)
- filmferne (obere) Passpunkte (2)
- Kugelsegment einer Hueftprothesen-Schale (3)
- Oeffnungskreis einer Hueftprothesen-Schale (4)
- Kopf einer Hueft-Schaftprothese (5)
- innere Kontur eines Hueftpfannen-Kreisringes (6)
- aeussere Kontur eines Hueftpfannen-Kreisringes (7)
- Metallmarkierungen im Oberschenkel (8)
- Metallmarkierungen im Beckenknochen (9)

Die formale Beschreibung der Klassen und die Anzahl der auftretenden Elemente in den Klassen zeigt die Abb.31.

| Klasse | Anzahl | formale Beschreibung                                                                                                                                                                                                  |
|--------|--------|-----------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------------|
| 1      | bis 40 | $O_{ij}(x,y)$ $i,j \in \{1,...,9\}$ Dreistellige Numerierung mit Koordinatenpaar als Mittelpunkt einer Ellipse                                                                                                        |
| 2      | bis 30 | $1_{ij}(x,y)$ $i,j \in \{1,...,9\}$ Dreistellige Numerierung mit Koordinatenpaar als Mittelpunkt einer Ellipse                                                                                                        |
| 3-7    | 1      | $a_i, i=1,...,5$ Kegelschnittkoeffizienten                                                                                                                                                                            |
| 8-9    | bis 5  | $\{(x_j, y_j), a_i^1, a_i^2\}$ $j=1,...,4$ $i=1,...,5$<br>Anfangs- und Endpunkte ( $j=1,3$ bzw. $j=2,4$ ) der Mantelseiten der Messmarkierungen; $a_i^1, a_i^2$ =Koeffizienten der Kegelschnitte für die Deckelseiten |

Abb.31 Klasseneinteilung und formale Beschreibung der Objekte

Merkmale zur geometrischen Klassifikation ergeben sich aus den formalen Parametern durch Berechnung anschaulicher Groessen wie Winkellage, Laenge bzw. Verhaeltnis der Halbachsen der Ellipsen. Zur Bestimmung dieser Groessen wurde eine statistische Untersuchung an Hand der manuell gewonnen Messdaten vorgenommen. Dabei wird bei den Marken zur Approximation eine ausgleichende Ellipse durch die eigentlich aus Geradenteilen und Ellipsenteilen zusammengesetzte Kontur gelegt. Die Verteilung der Verhaeltnisse der grossen zur kleinen Halbachse dieser Ellipse zeigt die Abb. 32. An Hand dieser Werte und zusaetzlicher Angaben ueber Minimum und Maximum der grossen bzw. kleinen Halbachse koennen die durch automatische Schwellwert- und Konturbildung erhaltenen Konturen verifiziert werden, ob sie eine Markenkontur beschreiben oder die

kontur durch Ausreisser gestoert ist.

Die in Abb. 33 gezeigte Verteilung der Winkellage der grossen Halbachse der Ellipsen durch den Markierungsdrahtring der Hueftpfanne wird bei der Entscheidung fuer eine Suchrichtung bei der Bestimmung eines Startpunktes fuer die Konturverfolgung an der Prothese (Kapitel 4.8.2) benoetigt.

Die Verteilung der grossen zur kleinen Halbachse der Ellipsen bei der Abbildung einer Kugel (Abb. 34) eroeffnet eine Verifikationsmoeglichkeit bei der Beurteilung der Kugelkontur der Prothesen und der Kontur der Passpunkte.

Messwert

\*\*\*\*\*

Marken, Q=GHA/KHA

Die 444 erfassten Werte lagen im Bereich von 1.199 bis 3.171 mit  
einem Mittelwert von MM= 2.2155 und einer Standardabweichung von s= 8.28145

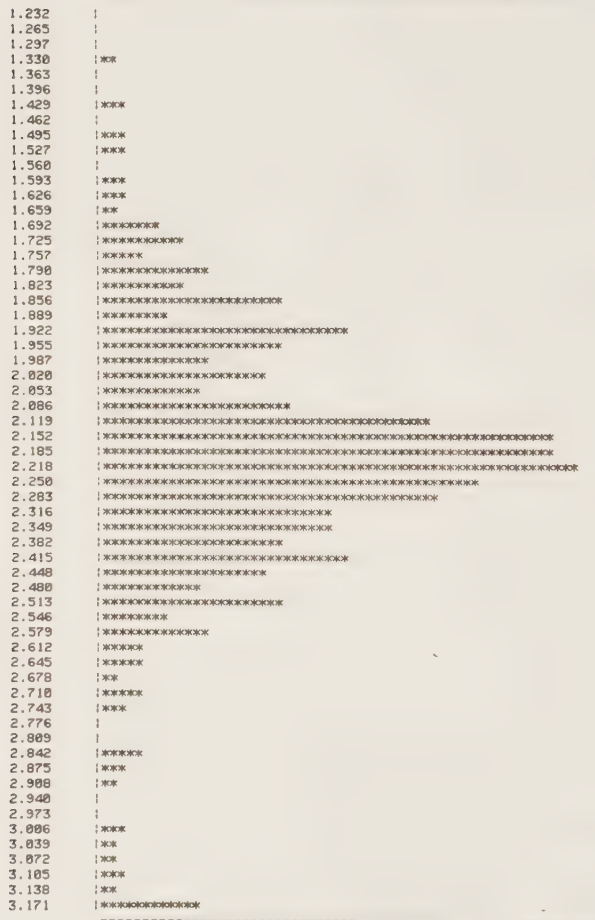


Abb.32 Verteilung des Verhaeltnisses der Halbachsen der Marken

Messwert  
 \*\*\*\*\*  
 Ring, WINKEL

Die 71 erfassten Werte lagen im Bereich von 28.00 bis 152.3 mit  
 einem Mittelwert von MW= 93.345 und einer Standardabweichung von s= 49.368

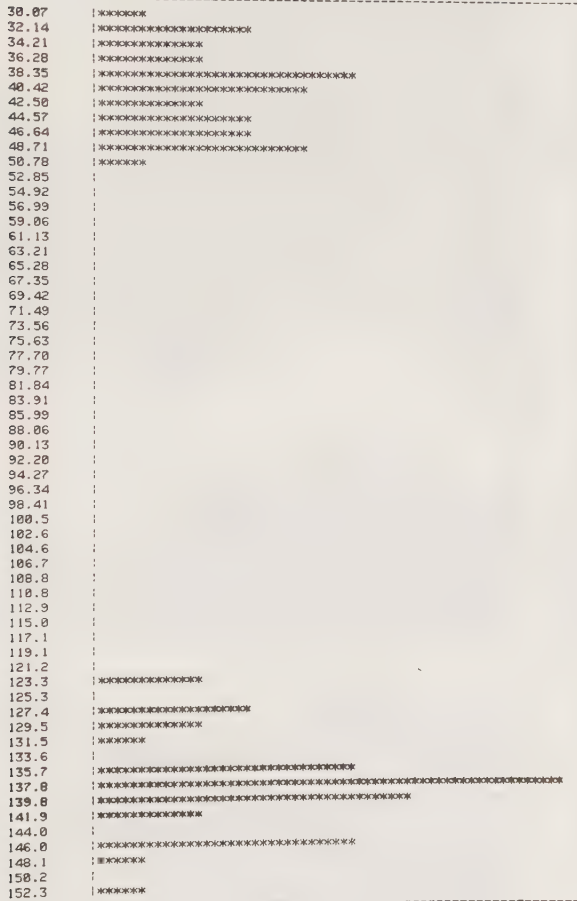


Abb.33 Verteilung des Winkels der Kreisringe

Messwert  
\*\*\*\*\*  
Kugel, 9=GHA/KHA

Die 90 erfassten Werte lagen im Bereich von 1.001 bis 1.037 mit  
einem Mittelwert von  $\bar{M} = 1.0184$  und einer Standardabweichung von  $s = 0.58484E-02$ .

```
-----
1.002 :
1.002 : *****
1.003 : *****
1.004 :
1.004 :
1.004 : *****
1.005 : *****
1.005 : *****
1.006 : *****
1.007 : *****
1.007 : *****
1.008 : *****
1.008 : *****
1.009 : *****
1.010 : *****
1.010 : *****
1.011 : *****
1.011 : *****
1.012 :
1.013 : *****
1.013 : *****
1.014 : *****
1.014 : *****
1.015 : *****
1.016 : *****
1.016 : *****
1.017 : *****
1.017 :
1.018 : *****
1.019 : *****
1.019 : *****
1.020 :
1.020 :
1.021 :
1.022 :
1.022 : *****
1.023 :
1.023 :
1.024 :
1.025 :
1.025 :
1.026 :
1.026 :
1.027 :
1.028 :
1.028 :
1.029 :
1.029 :
1.030 :
1.031 :
1.031 : *****
1.032 :
1.032 :
1.033 :
1.033 :
1.034 :
1.034 :
1.035 :
1.035 :
1.036 :
1.037 :
1.037 : *****
-----
```

Abb.34 Verteilung des Verhaeltnisses der Halbachsen der Kugel



Abb.35 Schalen-  
prothese mit Mar-  
kierungszylinder  
(Ausschnitt aus  
einem Roentgenbild)



Abb.36 Schaft-  
prothese (Ausschnitt  
aus einem Roentgen-  
bild)

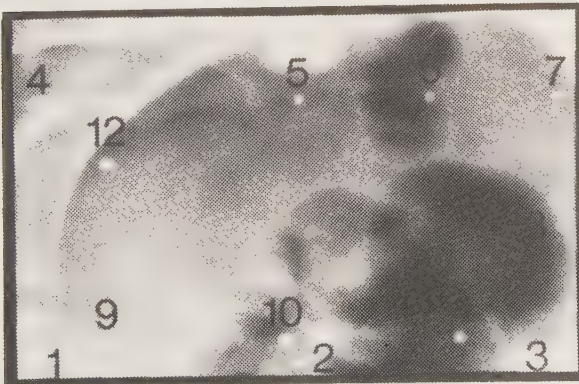


Abb.37 Passpunkte  
(Ausschnitt aus  
einem Roentgenbild)

### 4.3 Die Bildabtastung

-----

Um die Eigenschaften der an Testdaten (Kapitel 4.4) entwickelten Algorithmen moeglichst realitaetsnah beurteilen zu koennen, war es notwendig, mit zusaetzlichen Originaldaten zu arbeiten. Die Abb.35 bis 37 zeigen relevante Ausschnitte der Groesse 7,2 cm x 10,8 cm aus Roentgenaufnahmen des Formats 35 cm x 35 cm mit den Objekten, deren Konturen zu vermessen sind. Mit Hilfe einer Image-Dissector-Roehre (IDR) wurden diese Testbilder digitalisiert. Dazu war zunaechst eine fuer die automatische Verarbeitung ausreichende Ortsaufloesung zu bestimmen, die der manuellen Abtastung vergleichbar ist. Ein Testbild mit einem unteren und oberen Passpunkt und einem Markierungszylinder wurde dazu mit einer Schrittweite von 0,02 mm mit einer Grauwertquantisierung in 256 Stufen abgetastet. Anschliessend wurden die Objektkonturen desselben Bildes mit dem Praezisionsdigitizer punktweise vermessen. Als Kriterium zur Bestimmung einer mit der manuellen vergleichbaren vorlaeufigen Abtastgroesse wurden die Streuungen bei der Approximation der Passpunktkonturen mit Ellipsen und die Streuung nach der Segmentierung der Markenkontur (Kapitel 4.6.2) herangezogen. Bei der Vergroesserung der Aufloesung auf 0,06 mm ergaben sich bei der manuellen und automatischen Vermessung vergleichbare Streuungen. Ziel einer endgueltigen Festlegung der Aufloesung ist es, ein Optimum zwischen einer die Bearbeitungszeit verkuerzenden, moeglichst groben und einer fuer die praezise Berechnung des Lockerungsvektors ausreichenden, feinen Aufloesung zu finden.

Um harte Testdaten zu erhalten, wurden die Testbilder nicht von Fingerabdruecken und Staub befreit und mit der kleinsten Bandbreite ( $7\mu\text{s}$  Positionierzeit pro Pixel) abgetastet. Die Testdaten

wurden dabei in einem in FORTRAN lesbaren Datenformat (random-access-file) auf eine Magnetplatte geschrieben. Durch dieses Vorgehen konnte auch nachtraeglich ohne Scanner eine random-access Abtastung simuliert werden, wie sie beispielsweise fuer die Konturverfolgung in Grauwertbildern (4.7) erforderlich ist.

#### 4.4 Testdaten

-----

Die Abb.38 zeigt in einer Aufsicht und einem Seitenriss die fuer eine Erstellung eines Testbildes veraenderbaren Parameter. Durch einen Kegelstumpf wird eine gute Annaeherung an die realen Daten erreicht. Sein Rand simuliert den durch den Brennfleck verursachten Halbschatten und ist durch Veraenderung von  $R_{min}$  und  $R_{max}$  und  $H_{min}$  und  $H_{max}$  sowohl in seiner Breite als auch in seiner Steilheit, d.h. Kontrast, waelhbar. Unterschiedliche Umfeldhelligkeiten koennen durch eine Kippung des Bildes um  $\Delta A$  bewerkstelligt werden. Zur Veraenderung des Signal/Rauschverhaeltnisses kann das Signal mit einem auf beiderseits  $3s$  begrenzten additiven normalverteilten Rauschen beaufschlagt werden (Abb.39).

An Hand dieser, in ihrer Groesse frei waelhbaren kuenstlichen Objekte und der im vorigen Kapitel erwaehnten abgetasteten Originalroentgenbilder, wurden die im folgenden dargestellten Algorithmen zur Bildverarbeitung entwickelt und der Einfluss von Bildparametern und Steuerparametern der Algorithmen getestet.

# Testdatengenerierung

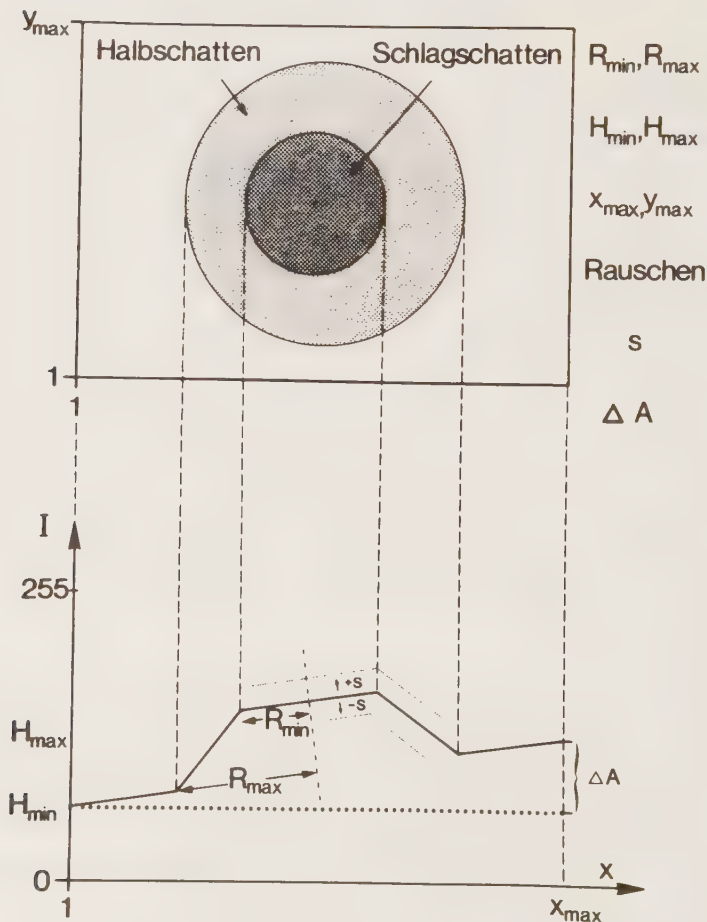


Abb.38 Erzeugung synthetischer Testdaten

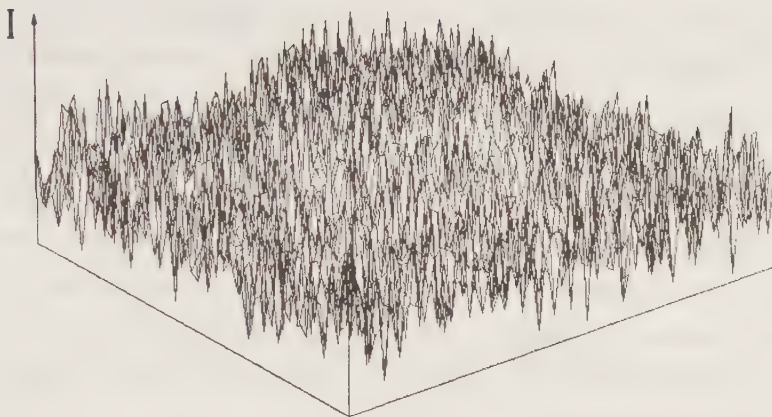


Abb.39 Testbild mit Rauschen ueberlagert

#### 4.5 Filteroperationen zur Bildvorverarbeitung

---

In diesem Abschnitt werden Filteroperationen behandelt, die fuer das Konzept der modellgesteuerten Mustererkennung und dezentralen Bildvorverarbeitung auf einem Mikroprozessor geeignet sind: Ein wesentliches Merkmal der heute verbreiteten Mikroprozessoren ist, dass fuer arithmetische Operationen im allgemeinen nur die Addition und Subtraktion und Shift-Befehle zur Verfuegung stehen. Bei der Auswahl geeigneter Filteroperationen haben also diejenigen einen Vorzug, die mit wenigen arithmetischen Operationen auskommen.

Rangordungsoperationen ordnen einem Punkt mit einer lokalen Umgebung aus  $M$  Punkten den  $h$ -ten Wert ( $1 \leq h \leq M$ ) der nach aufsteigenden Werten geordneten Punkte zu. Die Berechnung erfordert also lediglich Vergleichs- und Speichertransportbefehle und kommt damit den gestellten Forderungen einer leichten und effizienten Implementierung auf Mikroprozessoren am naechsten. Im folgenden sollen die drei Filteroperationen Erosion, Median und Dilatation

definiert werden, die fuer die weiteren Algorithmen benoetigt werden. Gegeben sei ein digitales Bild  $G(m,n)$  dessen Grauwerte  $g(k,l)$ ,  $k=1, \dots, m$   $l=1, \dots, n$  Elemente aus der Menge  $\{0, \dots, 255\}$  seien. Die lokale Umgebung um den Aufpunkt  $g(k,l)$  sei durch die Menge  $\{g(i,j) \mid i=k-b, \dots, k+b \quad j=l-b, \dots, l+b\}$  gegeben, wobei mit  $b$  die Breite des Operators bezeichnet sei (z.B. fuer  $3 \times 3$  Fenster  $b=1$ ). Die nach aufsteigender Groesse der Grauwerte geordnete Menge  $\{g(i,j)\}$  sei mit  $s_h$ ,  $h=1, \dots, M$  bezeichnet  $M=(2b+1)**2$ . Die Filteroperationen /16/, /17/, /18/ im Punkt  $(k,l)$  sind dann definiert durch:

$$\text{Erosion: } g_E(k,l) = s_1 \quad /16/$$

$$\text{Median: } g_M(k,l) = s_{(M+1)/2} \quad /17/$$

$$\text{Dilatation: } g_D(k,l) = s_M \quad /18/$$

Die Einschraenkung dieser nichtlinearen Operatoren auf den eindimensionalen Fall ist leicht moeglich. Ueberblicke ueber Rangordnungsoperatoren und ihre Wirkungsweise sind in [37] gegeben.

#### 4.5.1 Kantendetektion

Die Wirkungsweise verschiedener aus der Literatur bekannter Gradientenverfahren zur Kantendetektion ist in [38] beschrieben. Diese haben im Hinblick auf eine Implementierung in einem Mikroprozessor den Nachteil, dass bei der Differenzenbildung negative Werte auftreten koennen, die eine zusaetzliche Betragsbildung benoetigen. Diese entfaellt bei dem nachstehend definierten, richtungsunabhaengigen Operator.

Dilatation-Erosion:  $g_F(k,l) = g_D(k,l) - g_E(k,l)$  /19/

Seine kantenextrahierende Wirkung im eindimensionalen Bereich zeigt die Abbildung 40. Die Konturbreite ist von der Fensterbreite  $b$  abhaengig.

## Kantendetektion:

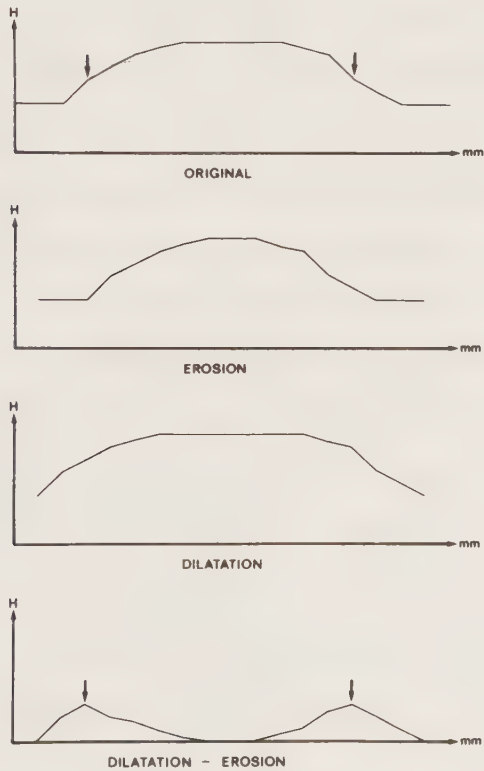


Abb.40 Kantendetektion mit Rangordnungsoperatoren

#### 4.5.2 Automatische Schwellwertbildung

---

Bei der Verarbeitung der Passpunkte und Messmarken muss zur Binaerbildgenerierung ein Schwellwert festgelegt werden. Da diese Messpunkte ueber das ganze Bild verstreut liegen, ergeben sich, je nach Art und Dicke des durchstrahlten Koerpergewebes starke Unterschiede der Umfeldhelligkeit (Abb.1). Ein Algorithmus zur Schwellwertfestlegung muss diese Schwankungen der Umfeldhelligkeit erkennen und eine Schwelle zur Detektion des Objekts festlegen. Dazu wird ein im Bereich der Kontur des Objektes gelegener Grauwert als Schwelle ermittelt, wofuer die im vorigen Kapitel definierte kantendetektierende Filteroperation /19/ verwendet wird. Das Objekt liege in einer Umgebung  $\pm \Delta w$  um einen Ausgangspunkt  $x_0, y_0$  (Abb.41). Die Schrittweite  $\Delta s$  und damit die Anzahl der abzutastenden Zeilen ist von der Groesse des Objekts abhaengig und muss so gewaehlt werden, dass die Objektkontur genuegend oft, d.h.  $k$ -mal,  $1 \leq k \leq N$  geschnitten wird.

Ein Unterprogramm "SCAN" taste die Zeile  $y$  von  $x_0 - \Delta w$  bis  $x_0 + \Delta w$  ab. Das Unterprogramm "MAXDIER" liefere pro abgetastete Zeile ein Wertepaar  $(M_a, G_r)$ , bestehend aus dem Maximalwert der Filteroperation Dilatation minus Erosion und dem Grauwert an der Stelle dieses Maximums, in einem Feld  $P$  ab. "SORT" ordne diese Wertepaare aufsteigend der Groesse der Maxima nach, wie es in Abb.42 dargestellt ist. Das Unterprogramm "SCHWELLE" liefere schliesslich den groessten Grauwert bei den  $K$  groessten Wertepaaren zurueck. Der Algorithmus zur Schwellwertsuche laeuft dann wie folgt ab:

```
y = y0 - Δw ; i = 0
DO WHILE y ≤ y0 + Δw
  i = i + 1
SCAN(y)
Pi(Ma,Gr) = MAXDIER(y)
y = y + Δs
END DO
SORT(P(Ma,Gr))
h = SCHWELLE(P(Ma,Gr),k)
```

Die Abb. 42 zeigt die der Groesse nach sortierten Wertepaare und den durch Maximumbildung mit  $k=5$  definierten Schwellwert. Dieses Vorgehen erhoehrt die Wahrscheinlichkeit der richtigen Auswahl eines als Schwellwert zu verwendenden Grauwerts im Bereich der Objektkontur. Fuer die 15 Objekte bestehend aus 12 Passpunkten und 3 Marken auf den abgetasteten Roentgenbildern wurden mit  $k=5$  die besten Ergebnisse erzielt (Abb.49,53). Eine moegliche Objektverkleinerung durch eine erhoehrte Schwelle hat bei der Passpunkt-detektion keinen Einfluss auf die Rekonstruktionsgenauigkeit, da zur Kalibrierungsrechnung nur die Mittelpunkte benoetigt werden. Bei den Markierungszylindern gleicht eine Skalierung auf 1,6 mm Durchmesser nach der in Kapitel 4.7.2 beschriebenen Segmentierung die durch eine moeglicherweise zu hohe Schwelle verkleinerte Kontur aus. Der angegebene Durchmesser von 1,6 mm resultiert aus den gegebenen Modelldaten. Fuer Testbilder mit einem dem Signal  $H_{max}-H_{min}$  ueberlagerten starken Rauschen der Streuung  $s=(H_{max}-H_{min})/3$  ergaben sich noch verwertbare Ergebnisse (Abb.43) bei einer Schwelle aus der Mittelung des Maximal- und Medianwertes der Grauwerte bei den  $k$  groessten Wertepaaren. Da nur jeweils

eine der  $N$  Zeilen zur Berechnung im Arbeitsspeicher gehalten werden muss, eine vollstaendige Abtastung und Speicherung des gesamten Gebietes also nicht erforderlich ist, ist dieser Algorithmus leicht auf einem Mikroprozessor zu implementieren.

OPERATOR :  $F(I) = D(I) - E(I)$

AUSGANGSPUNKT:  $X_0, Y_0$

UMGEBUNG :  $\Delta W$

ZEILENANZAHL :  $N$

SCHRITTWEITE :  $\Delta S = \Delta W * 2 / (N - 1)$

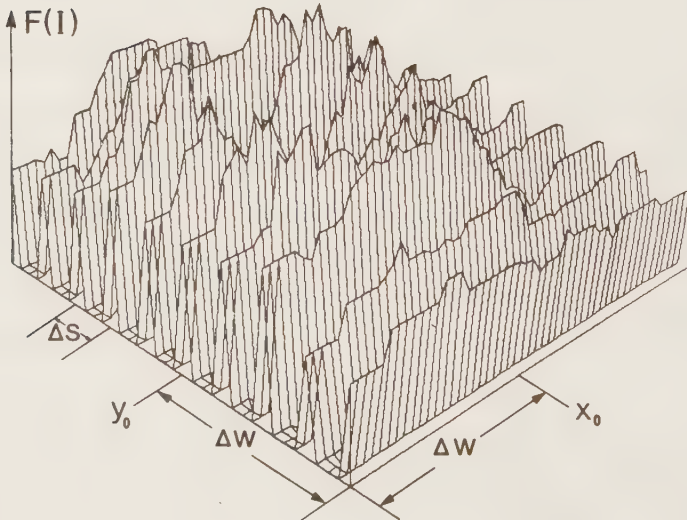


Abb.41 Ermittlung des Konturbereiches fuer die Schwellwertsuche



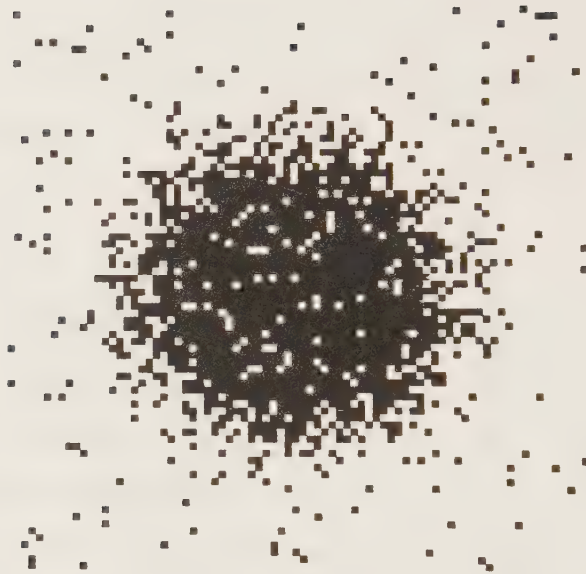


Abb.43 Binaerbild nach automatischer Schwellwertfestsetzung bei dem Testbild aus Abb.39

#### 4.5.3 Konturbildung

-----

Die in der Literatur [39] bekannten Verfahren zur Konturbildung aus Binaerbildern gehen davon aus, dass fuer den Algorithmus das vollstaendige Binaerbild im Rechner vorliegt und eine geschlossene Kontur ohne Luecken gewünscht wird. Da die mit der hier vorgestellten Methode erhaltenen Konturpunkte durch Regressionsfunktionen approximiert werden und zusaetzliche Algorithmen zur Ausreisserelimination zur Verfuegung stehen, genuegt fuer unsere Fragestellung der im folgenden beschriebene Konturbildungsalgorithmus den Erfordernissen der Messdatengewinnung. Dazu muss die gesamte Umgebung  $\pm \Delta w$  um  $x_0, y_0$  entsprechend Kapitel 4.5.2 abgetastet werden, wobei jedoch nur zwei aufeinanderfolgende Zeilen

gleichzeitig zur Entscheidung fuer die Konturbildung benoetigt werden. Mit Hilfe der durch den in 4.5.2 entwickelten Algorithmus gefundenen Schwelle wird das Bild zeilenweise abgetastet und binarisiert. Die Entscheidungsfindung fuer einen Konturpunkt ist schematisch in Abbildung 44 dargestellt. Ein Fenster der Groesse  $2 \times 2$  wird ueber zwei benachbarte binaere Zeilen geschoben. Nur wenn genau zwei Grauwerte ueber der Schwelle liegen, wird auf einen Konturpunkt erkannt. Die Abb.45 zeigt das Ergebnis einer Konturbildung mit automatischer Schwellwertfestsetzung von dem in 4.5.2 erwaehten Testbild.

# KONTURBILDUNG

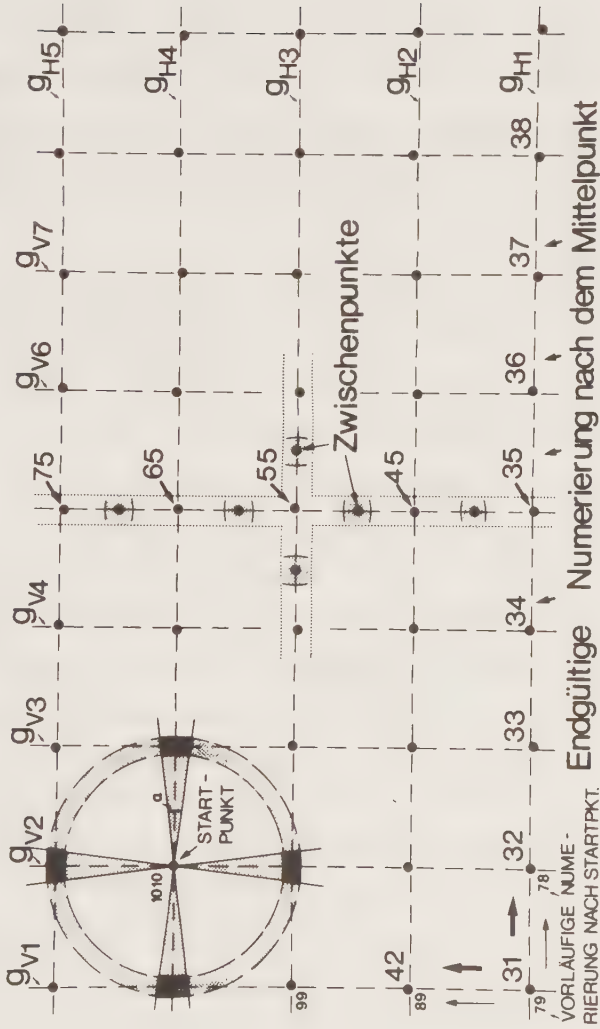
| $\Sigma$ | Konturpunkt                                                                       |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |      |
|----------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|-----------------------------------------------------------------------------------|------|
| 0        |  |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   | nein |
| 1        |  |  |  |  |                                                                                   |                                                                                   | nein |
| 2        |  |  |  |  |  |  | ja   |
| 3        |  |  |  |  |                                                                                   |                                                                                   | nein |
| 4        |  |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   |                                                                                   | nein |

Abb.44 Entscheidungsfindung fuer Konturbildung



Abb.45 Konturbild des in Abb.43 gezeigten Binaerbildes

# Numerierung der Passpunkte:



#### 4.6 Verarbeitung der Passpunkte

-----

Das Passpunktfeld, in Abb.7 schematisch dargestellt, ermöglicht die metrische Auswertung der Stereoaufnahmen. Von entscheidender Bedeutung dabei ist eine korrekte Numerierung des Passpunktgitters, wobei - wie in den Abschnitten 2.1 und 2.3 bereits erläutert - den filmnahen Passpunkten eine zweistellige Nummer mit Mittelpunkt 55, den filmfernen Passpunkten eine dreistellige Nummer mit Mittelpunkt 155 zugeordnet wird.

Ein Algorithmus zur automatischen Beschriftung der Passpunkte wurde zur Erleichterung der manuellen Messdatengewinnung entwickelt und ausgetestet. Die Beschriftung ist in Abb.46 dargestellt und sei im folgenden kurz beschrieben:

Aus der manuellen Messung liegen die unteren und oberen Passpunkte als Menge von (x,y)-Koordinatenpaaren vor. Zuerst wird nach einem Punkt gesucht, der mindestens einen Nachbarpunkt in einem durch das Modell festgelegten Winkel- und Abstandsbereich besitzt. Mit den daraus verbesserten Werten fuer Richtung und Abstand koennen, von diesem Punkt ausgehend, alle Punkte, ausser den Zwischenpunkten, geordnet werden. Der Ausgangspunkt erhaelt dabei die Nummer 1010, seine Nachbarn je nach Richtung matrixfoermig 99,1011,1111, usw. Anschliessend werden durch alle vertikalen und horizontalen Punktfolgen Regressionsgeraden  $g_{V1}$ ,  $g_{V2}...$  bzw.  $g_{H2}$ ,  $g_{H2}...$  gelegt. Der Mittelpunkt 55 des unteren Passpunktgitters bzw. 155 des oberen Passpunktgitters liegt am Schnittpunkt der zwei Geraden, an denen zusaetzliche Zwischenpunkte - im Abb. 46 schraffiert eingezeichnet - in definierten Bereichen vorhanden sind. Die endgueltige und eindeutige Numerierung wird von diesen Mittelpunkt(en) (55 bzw. 155) ausgehend vorgenommen.

#### 4.6.1 Modellgesteuertes Abtasten

-----

Das Ziel bei der Abtastung ist das aus der Modellbeschreibung gewonnene a-priori Wissen so ausnutzen, dass moeglichst wenig bei der Verarbeitung der Passpunkte abgetastet werden muss. Um Suchzeiten einzusparen, erfolgt zu Beginn der Abtastung eine ungefaehre interaktive Positionierung auf einen ersten Passpunkt. Ausgehend von diesem Startpunkt wird nun - analog zu der in 4.6 beschriebenen Passpunktnumerierung - ein Nachbarpunkt gesucht, der in einem durch die Auspraegung des Modells vorgegebenen Winkel- und Abstandsbereich liegt. Dadurch sind fuer dieses Halbbild die typischen Winkel und Passpunktabstaende praezisiert. Die Abb.47 zeigt das weitere Vorgehen. Maeanderfoermig wird das gesamte Bild nach Passpunkten abgesucht, wobei Positionen, die schon angefahren wurden, uebergangen werden. Die Bildraender, und damit die Kriterien fuer die Ablenkung, werden zu Beginn der Verarbeitung durch eine jeweils vollstaendig abgetastete Spalte und Zeile ermittelt. Zur Auffindung der fuer die Bestimmung des Mittelpunktes dienenden Zwischenpunkte wird zuerst an durch das Modell vorgegebenen wahrscheinlichen Positionen gesucht. In einer endgueltigen Realisierung, die wegen der zu starken Verzerrung und des zu kleinen abtastbaren Bildformats des Abtastgeraetes (Image-Dissector-Roehre) nicht sinnvoll simulierbar ist, wird der in 4.6 beschriebene Algorithmus zur Passpunktbeschriftung in diesen Abtastalgorithmus integriert.

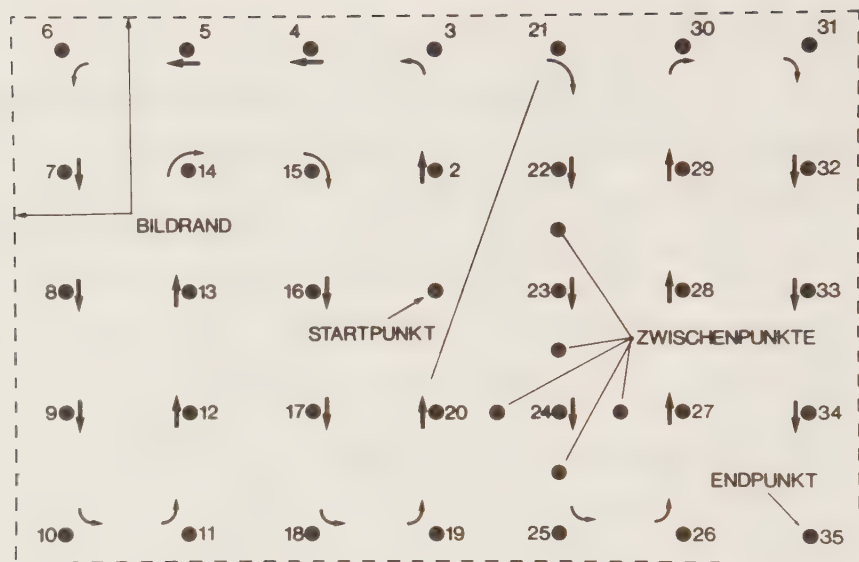


Abb.47 Gesteuertes Abtasten der Passpunkte

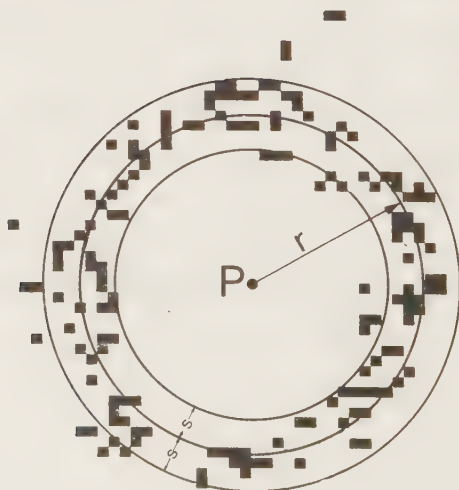


Abb.48 Konturpunkte eines unteren Passpunktes mit Schwerpunkt und mittlerem Radius zur Ausreisserelimination.

#### 4.6.2 Detektion der Passpunkte

-----

Mit den in 4.5.2 und 4.5.3 beschriebenen Algorithmen erhaelt man in einem Gebiet um den Punkt  $x_0, y_0$  mit der Umgebung  $\pm \Delta w$  Konturpunkte oberer und unterer Passpunkte. Die Abb. 49 zeigt die Ergebnisse der automatischen Schwellwert- und Konturbildung bei den Passpunkten aus dem Testbild in Abb. 37 mit dem jeweils gewaehlten Gebiet ohne Verifikation. Vor der Bestimmung des Passpunktmittelpunktes muss aber verifiziert werden, ob die erhaltenen Konturpunkte tatsaechlich eine Passpunktkontur darstellen, oder ob sie durch Ausreisser gestoert ist. Die Abb. 48 zeigt die Kontur eines unteren Passpunktes. Zunaechst wird der Schwerpunkt  $P$  aller in dem Gebiet liegenden Punkte berechnet. Sodann wird ein mittlerer Radius  $r$  und die Streuung des Radius um den Schwerpunkt  $P$  ermittelt und alle Punkte, die ausserhalb des  $3s$  Streubereiches liegen, eliminiert. Durch die nach dieser Ausreisserelimination verbleibenden Punkte wird ein ausgleichender Kegelschnitt  $/12/$  gelegt. Zur Verifikation dient nun die mittlere Abweichung der Punkte vom ausgleichenden Kegelschnitt, sowie das Verhaeltnis der Halbachsen der Ellipse, die der Kegelschnitt darstellen muss. Bei den in Kapitel 5.2 mit 0,1 mm Schrittweite abgetasteten Bildern zum metrischen Genauigkeitsvergleich wurde experimentell eine maximal zulaessige Abweichung von 0,6 mm bei unteren und 0,8 mm bei oberen Passpunkten ermittelt. Das Verhaeltnis der Halbachsen durfte 1,2 nicht ueberschreiten. Bei Ueberschreitung dieser Werte wurde die Schwelle automatisch um 5 Stufen erhoeht und eine erneute Konturbildung mit anschliessender Verifikation vorgenommen. Nach fuefnmaligem Scheitern wurde auf: " kein Passpunkt in diesem Gebiet " erkannt.

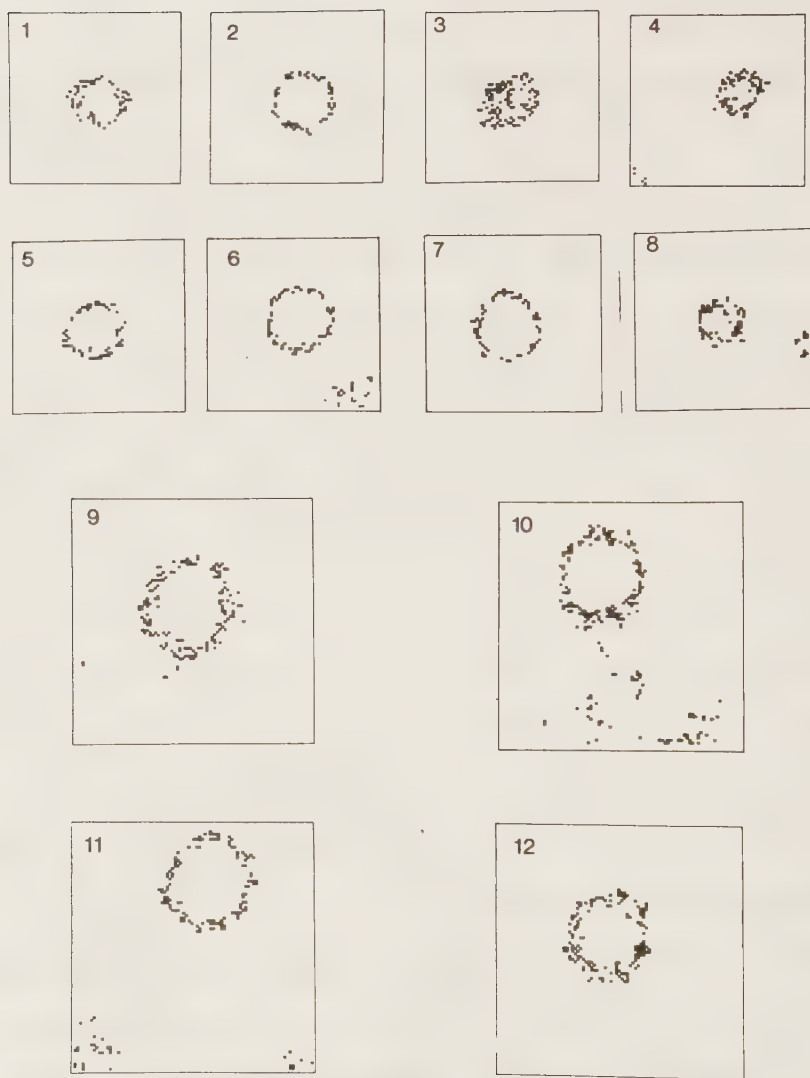


Abb.49 Ergebnisse der automatischen Schwellwert und Konturbildung bei den Passpunkten aus Abb.37 ohne Ausreisserelimination

#### 4.7 Verarbeitung der Marken

Durch die interaktive Positionierung zu Beginn der Verarbeitung entfaellt das Klassifizierungsproblem fuer die Marken, jedoch koennten mit einem Suchalgorithmus gefundene Marken mit den in 4.2 vorgestellten geometrischen Merkmalen leicht klassifiziert werden. Zusaetzlich zu der auch bei den Passpunkten erforderlichen Konturbildung muss die Markenkontur in ihre fuer die 3D-Ruecktransformation benoetigten Teile segmentiert werden.

##### 4.7.1 Detektion der Marken

Da zur Verarbeitung eines Markierungszyinders wie bei den Passpunkten nur eine kleine Flaeche abzutasten ist (ca 6 mm x 6 mm), werden zur Detektion, analog zur Passpunktdetektion, die in Kapitel 4.5 beschriebenen Algorithmen verwendet. Die Abbildungen 50 bis 53 zeigen die Verarbeitungsschritte, ausgehend vom Originalgrauwertbild (Abb.50). Nach der Schwellwertbildung (Abb.51) wird aus dem Binaerbild (Abb.52) die Kontur extrahiert (Abb.53). Zur Elimination von Ausreissern wird folgendes Vorgehen gewaehlt: Zunaechst wird wieder, analog zu den Passpunkten, der Schwerpunkt aller Konturpunkte berechnet. Mit diesem Schwerpunkt als neuem Koordinatenursprung koennen nun an der Kontur benachbarte Punkte ueber die Winkel ihrer Polarkoordinaten bestimmt werden. Ein Punkt, dessen Abstand zu seinen Nachbarpunkten groesser als  $E_N$  ist, wird als Ausreisser zurueckgewiesen. Dieses Vorgehen wird bereits bei der Bereinigung der manuell gemessenen Konturen angewandt, um Messfehler zu korrigieren. Die Schranke  $E_N$  ist von der Abtastschrittweite abhaengig und wurde bei der manuellen Vermessung experimentell auf 0,4 mm festgelegt. Fuer die im naechsten Kapitel beschriebene Segmentation und zur ersten

Verifikation der Konturpunkte wird eine ausgleichende Ellipse durch die gesamte Konturpunktmenge gelegt. Liegt das Verhaeltnis der grossen zur kleinen Halbachse ausserhalb des in 4.2 , Abb. 32 bestimmten Bereiches, werden alle Konturpunkte zurueckgewiesen. Mit einer automatisch erhoehten Schwelle wird dann eine erneute Konturbildung mit anschliessender Verifikation vorgenommen. Die Abb. 53 zeigt links die zurueckgewiesene und rechts die akzeptierte Kontur nach Erhoehung der Schwelle.

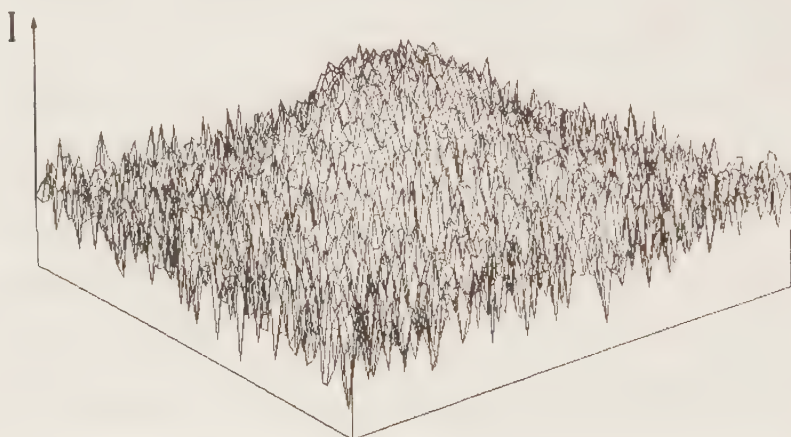


Abb.50 Grauwertbild einer Marke in pseudo 3D-Darstellung

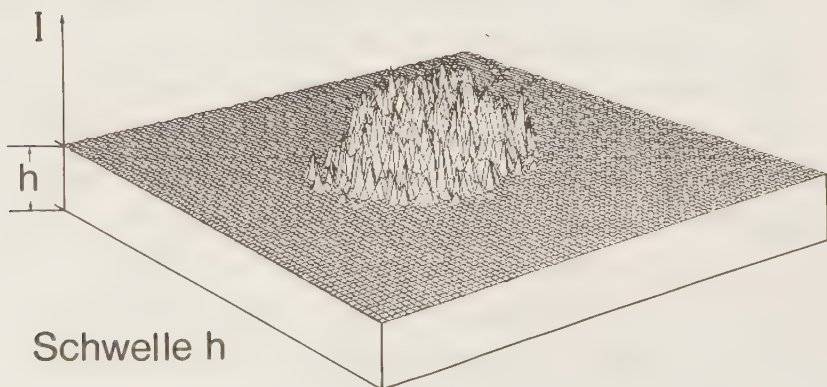


Abb.51 Schwellwertbildung bei einer Marke

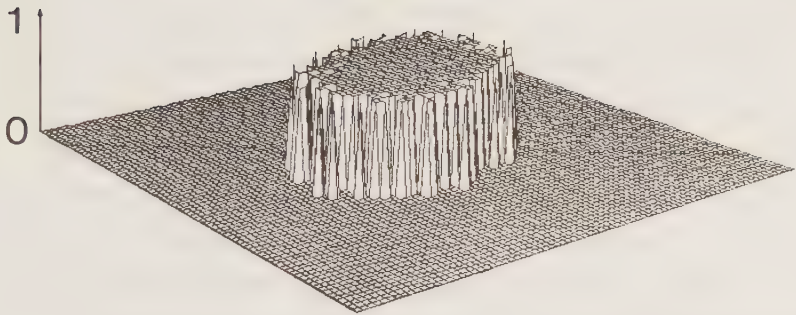


Abb.52 Binaerbild nach Schwellwertfestlegung bei einer Marke



Marke 2



Abb.53 Kontur der Marke 2 aus Abb.35 vor und nach automatischer Schwellenerhoehung

#### 4.7.2 Segmentierung der Markenkontur

---

Wie in Abschnitt 4.1 gezeigt, setzt sich die Kontur eines Markierungszyllinders im allgemeinen aus Geraden und Ellipsenanteilen zusammen. Zur 3D-Rekonstruktion muessen diese Teile getrennt vorliegen. Nach den vorgegebenen Modelldaten betraegt der Radius bei der Abbildung eines Zylinders als Kreis (vergl. Abb. 30 A) ungefaehr 0,8 mm. Unter Beruecksichtigung von Messfehlern betraegt das Verhaeltnis der Halbachsen bei der Abbildung als Ellipse (vergl. Abb. 30 B) ungefaehr 1,2. Die in Schritt 3 des im folgenden beschriebenen Algorithmus verwendete Schranke  $E_E$  wurde deshalb auf 0.2 mm festgesetzt. Der in Schritt 6 definierte vorlaeufige Geradenbereich ergab sich aus experimenteller Bestimmung. Fuer alle Projektionsmoeglichkeiten ist dabei garantiert, dass dieser Bereich mit Sicherheit nicht mehr als einen Ausschnitt aus dem vollstaendigen Geradenbereich umfasst. Dazu zeigt die Abb.55 mit der bereits in den Ursprung transformierten Kontur und der im folgenden aufgefuehrte Algorithmus die erste Grobsegmentierung:

1. Ausgleichende Ellipse durch alle Konturpunkte legen.
2. Hauptachsen  $a$ ,  $b$  und Mittelpunkt dieser Ellipse bestimmen.
3. Falls  $a-b \leq E_E$  weiter bei 4., sonst gehe nach 5.
4. Ende der Segmentierung: Kontur ist entweder ein Kreis oder eine Ellipse.
5. Translation der Messpunkte so, dass der Mittelpunkt der Ellipse im Ursprung zu liegen kommt; Drehung der Messpunkte so, dass die grosse Halbachse  $a$  in x-Richtung liegt.
6. Ein vorlaeufiger Geradenbereich der Marke ergibt sich aus 
$$d = (a-b)/2$$

7. Berechnung zweier paralleler ausgleichender Geraden durch die Punkte im Intervall  $[-d, +d]$ ; Berechnung der Mittelwerte  $+y_g$  und der Steuerung  $s_g$
8. Verlaengerung der Geraden in  $x$ -Richtung durch alle Punkte, die im Intervall  $[y_g - 3*s_g, y_g + 3*s_g]$  bzw.  $[-y_g - 3*s_g, -y_g + 3*s_g]$  liegen; daraus ergeben sich die Begrenzungspunkte  $-x_{gl}$  und  $+x_{gr}$  der linken bzw. rechten Deckelseite
9. Fuer jeweils die linke und rechte Deckelseite Berechnung der kleinen Halbachse und Streuung  $s_d$  bei vorgegebener grosser Halbachse  $2*y_g$  im Intervall  $[3*s_g - y_g, y_g - 3*s_g]$  fuer  $x > 0$  und  $x < 0$
10. Fuer jede Deckelseite Berechnung des Mittelwertes  $m$  und der Streuung  $s_e$  bezueglich  $x$  in demselben Bereich.
11. Entscheidungskriterium fuer linke bzw. rechte Deckelseite:  
wenn  $s_e \leq s_d$  : Deckelseite ist eine Gerade; neue Segmentierungsgrenze  $-x_{gl}$  bzw.  $+x_{gr} = m_e$ ,  $s_{min} = s_e$   
sonst : Deckelseite ist eine Ellipse,  $s_{min} = s_d$

Zur verbesserten Bestimmung der Segmentierungspunkte  $(-x_{gl}, +y_g)$ ,  $(+x_{gr}, +y_g)$  werden die Segmentierungspunkte in kleinen Schritten veraendert und dabei die Summe der Streuungen  $s_g$  und  $s_{min}$  berechnet. Die Segmentierungspunkte, bei denen die Summe ueber alle Streuungen entlang der Kontur minimal ist, legen die endgueltigen Grenzen zwischen den Mantel- und Deckelseiten fest. Auch dieser Algorithmus ist zur Vereinfachung der manuellen Messdatenerfassung und Erleichterung der Verarbeitung in dem bestehenden Auswertesystem bereits implementiert. Mit dem in Kapitel 3 erwaehnten Simulationssystem zur Erzeugung von synthetischen Messdaten aus Stereoroentgenbildern konnte die Praezision

dieses Segmentierungsalgorithmus nachgewiesen werden. Die Abb.54 zeigt das Ergebnis einer Markensegmentierung.

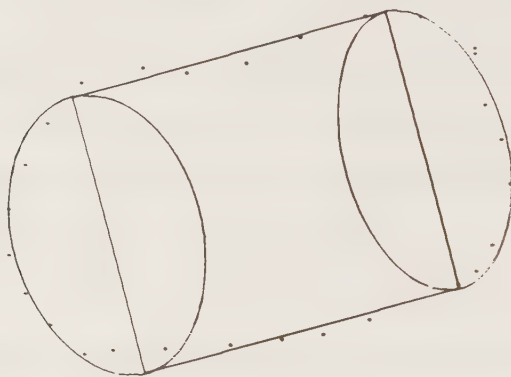


Abb.54 Ergebnis einer Markensegmentierung

## SEGMENTIERUNG EINER MARKE

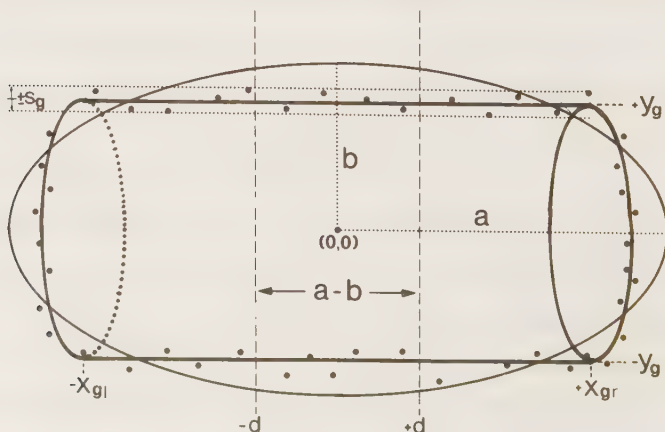


Abb.55 Algorithmus zur Segmentierung einer Markenkontur

#### 4.8 Verarbeitung der Endoprothesen

-----

Die Abb.29 zeigt die moeglichen Projektionen einer Schalenprothese. Die Projektionen einer Schaftprothese, bei der nur der Kugelkopf zur Rekonstruktion dient, unterscheidet sich von einer Schalenprothesenprojektion durch das Fehlen des Oeffnungskreises, an dessen Stelle sich der Schaft fortsetzt.

Wuerde man, wie es zum Beispiel in [40] der Fall ist, eine streng sequentielle Verarbeitung, d.h. Abtastung, Konsolidierung, Filterung, Konturbildung usw. vornehmen, muesste man fuer die Endoprothesen ein Gebiet von ca. 7 cm x 7 cm vollstaendig abtasten. Bei der fuer die gewuenschte raeumliche Rekonstruktionsgenauigkeit ermittelten Aufloesung von 0,06 mm waeren dies ueber 1.35 Millionen Grauwerte, die zu speichern und zu verarbeiten sind, was einer schnellen Verarbeitungszeit und einem preisguenstigen Gesamtsystem entgegensteht. Die in Abb.56 und 57 gezeigten Binaerbilder einer Schalenprothese bei unterschiedlichen Schwellen zeigen eine weitere Schwierigkeit: Durch eine einfache Schwellwertbildung kann das Objekt nicht detektiert werden.

Zur Umgehung dieser Probleme wurde deshalb die in den folgenden drei Abschnitten dargelegte Vorgehensweise gewaehlt, die unter Ausnutzung der aus der Modellbeschreibung gewonnenen a-priori Information eine schnelle und effiziente Verarbeitung gewaehrleistet.

Binärbild einer  
Schale

Schwelle = 125

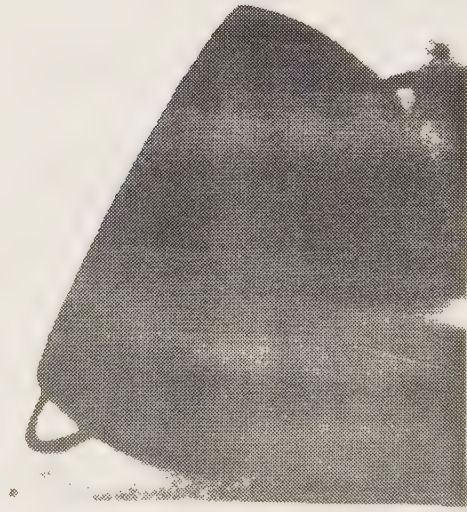


Abb. 56 Binärbild einer Schalenprothese  
bei Schwelle 125

Binärbild einer  
Schale

Schwelle = 156



Abb. 57 Binärbild einer Schalenprothese  
bei Schwelle 156

#### 4.8.1 Konturverfolgung im Grauwertbild

-----

Ziel bei der Entwicklung eines Operators zur Konturverfolgung war es, ausgehend von einem Punkt auf der Prothesenkontur die weitere Abtastung so zu steuern, dass auch ein Punkt des neu abgetasteten Gebiets wieder auf der Kontur liegt. Das fuer eine Entscheidungsfindung erforderliche Gebiet soll dabei moeglichst klein und die Berechnungen fuer die Folgeposition moeglichst einfach sein, um eine Implementierung auf einem Mikroprozessor zu ermoeeglichen.

Zur Entwicklung und Erprobung der Leistungsfaehigkeit des Konturverfolgungsalgorithmus wurden abgetastete Roentgenbilder (Abb. 35 und 36) und synthetisch erzeugte Testbilder (siehe 4.4) benutzt, mit denen die Steilheit, der Kontrast der Rampe, das Verhaeltnis des Rauschens zum Signal und ein linearer Anstieg der absoluten Helligkeit vom linken zum rechten Bildrand variiert werden konnten.

Das wohl wichtigste Merkmal zur Erkennung einer Kontur ist der Wert des Gradienten im Konturbereich. Bei den aus der Literatur [38] bekannten Gradientenverfahren koennte man aus einigen Operatoren (z.B. Laplace, Mittelwerts-Differenzen) zusaetzlich zu ihrem Betrag auch die Richtung extrahieren, jedoch wird sie in zu wenige Winkelbereiche quantifiziert. Um einen moeglichst glatten Verlauf (bessere Ortsgenauigkeit) zu erhalten, wurde ein in seiner Ausdehnung veraenderbares 5 x 5 Fenster gewaehlt, dessen Mittelpunkt und dessen 16 Randpunkte in die Berechnungen eingehen. Aus den daraus ermittelten Gradienten- und Grauwerten und dem vorhergehenden Verlauf wird auf die Folgeposition geschlossen. Zunaechst zu einigen Definitionen, die die algorithmische

Darstellung des Operators vereinfachen:

$g(i,j)$  sei der Grauwert im Punkt  $(i,j)$ , und  $IV_k(l)$ ,  $l=0,1,2,\dots,15$  seien die Indexvektoren, die die Koordinaten der Randpunkte des Operators bezueglich seines Mittelpunktes  $(i,j)$  beschreiben. Die Spanne des Operators (Ausdehnung) sei  $k$ , die Schrittweite sei  $w$ . Die Abb.58 zeigt das Operatorfenster, der linke untere Randpunkt wird zum Beispiel durch  $IV_k(0) = (i-k*2, j-k*2)$  mit  $k \neq 1$  festgelegt. Die Quantifizierung der Richtung erfolgt durch acht Winkelbereiche, die Menge aller Betraege der Steigungen im Punkt  $(i,j)$  sei definiert durch:

$S(i,j) = \{ |g(IV_k(l)) - g(IV_k((l+8) \bmod 16))| / ||IV_k(l) - IV_k((l+8) \bmod 16)|| ; l=1,2,\dots,8 \}$  und werde durch das Unterprogramm "STEIBTR" berechnet.  $s(l)$  seien die Elemente der Menge  $S(i,j)$ .  $\emptyset$  sei die leere Menge. Der Index der vorhergehenden Richtung sei mit  $l' \in \{0,1,\dots,15\}$ , der Index der groessten Steigung mit  $l'' \in \{1,2,\dots,15\}$  bezeichnet. Das Unterprogramm "IDXGEL" liefere den Index  $l$  des groessten Elementes  $s(l)$  aus der Menge  $S(i,j)$  und "FOLPKT" bestimme den nachfolgenden Punkt, falls im momentanen Punkt kein Folgepunkt berechenbar ist, indem z.B. in der vorhergehenden Richtung fortgefahren wird. Der gewichtete mittlere Grauwert im Punkt  $(i,j)$  wird mit  $g_m$  bezeichnet, der Gewichtungsfaktor mit  $f$ . Der Parameter  $t$  legt fest, um wieviel der Grauwert des Folgepunktes von  $g_m$  abweichen darf.  $v$  ist die Variable fuer die Verfolgungsrichtung:

$v = 4$  : Uhrzeigersinn,  $v = 12$  : Gegenuhrzeigersinn.

Ueber die Einstellung der in diesem Abschnitt eingefuehrten Parameter  $k, f, t$  und  $w$  wird spaeter berichtet. Der Algorithmus zur Konturverfolgung (ohne die weiter unten erklarte Steigungskorrektur) lautet dann:

```

M1:  S(i,j) = STEIBTR(i,j)
      DO WHILE S(i,j) ≠ ∅
        l = IDXGEL(S(i,j))
        IF g(IVk(l) < g(IVk((l+8)mod 16))
        THEN l'=(l+8+v)mod 16  ELSE  l'=(l+v)mod 16  END IF
        DO WHILE l' ∈ {(l''+13+m)mod 16 | m=0,1, ...,6}
          DO WHILE  gm-t ≤ g(i,j) ≤ gm+t
            gm = f*gm / (f+1) + g(i,j) / (f+1)
            (i,j) = IVw(l') ; l'' = l'
          GO TO M1
        END DO
      END DO
      S(i,j) = S(i,j) \ s(l)
    END DO
    (i,j) = FOLPKT
    GO TO M1

```

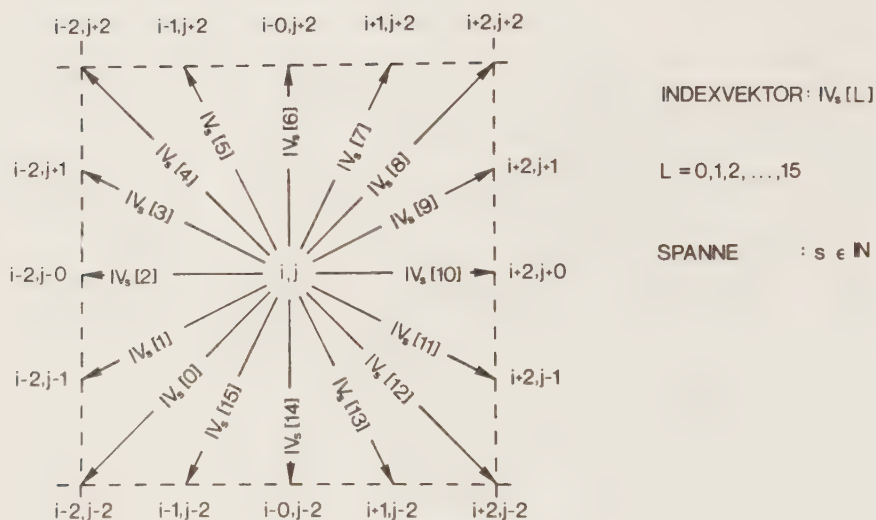


Abb.51 Definition und Veranschaulichung der Indexvektoren

Anschaulich bedeutet dies, dass ausgehend vom Punkt mit dem kleineren Grauwert in der Richtung der grössten Steigung je nach Verfolgungsrichtung am Mittelpunkt nach links oder rechts mit der Schrittweite  $w$  ( $IV_w$ ) abgelenkt wird, wobei der Grauwert am neuen Operatormittelpunkt in einem von den bisherigen Grauwerten abhängigen Bereich liegen muss. Eine weitere Einschränkung fuer die Folgeposition stellt der durch die vorhergehende Richtung festgelegte Richtungsbereich dar.

Bei dem Test des Operators an synthetischen und reellen Bildern mit grossen Helligkeitsschwankungen im Konturverlauf und hohem Rauschanteil kam der Operator von der Kontur ab. Die in Abb.59 gezeigte Steigungskorrektur brachte Abhilfe. Mit dieser Korrektur ist man in der Lage, das Operatorfenster im steilsten Konturbereich zu halten. Die Einstellung der Parameter  $k$ ,  $w$ ,  $t$  und  $f$  wurde an Originaldaten vorgenommen. Ein sicheres Verhalten wurde

fuer die Werte  $K=4$ ,  $w=1$ ,  $t=20$  und  $f=20$  erreicht. Die Abb.60 zeigt durch Konturverfolgung gewonnene Messpunkte an der Schalenprothese aus Abb.35.

## Steigungskorrektur :

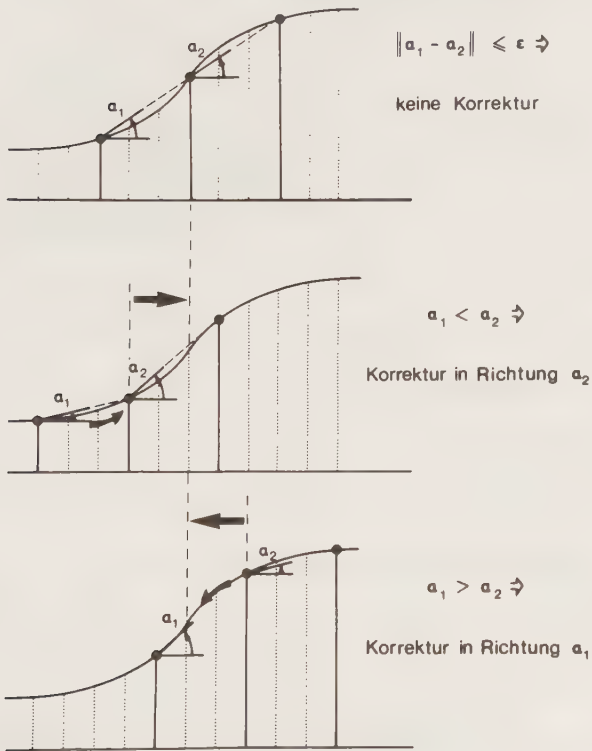


Abb.59 Steigungskorrektur bei Konturverfolgung



Abb.60 Konturpunkte an der Schalenprothese aus Abb.35

#### 4.8.2 Suche nach einem Startpunkt fuer die Konturverfolgung

---

Fuer den Konturverfolgungsalgorithmus ist Voraussetzung, dass der Startpunkt bereits auf der Kontur liegt. Ausgehend von dem durch die interaktive Positionierung vorgegebenen Anfangspunkt (etwa in Prothesenmitte) muss ein fuer die Konturverfolgung geeigneter Startpunkt gefunden werden. Da dieser Startpunkt auch fuer die Segmentierung der Prothesenkontur (4.8.3) relevant ist, sei seine Wahl durch eine Ergaenzung der Modellbeschreibung erlaeutert. Die in Abb.61 und Abb.62 eingezeichnete Suchrichtung  $r$  ist durch anatomische Gegebenheiten festgelegt und verlaeuft nach proximal-medial etwa 45 Grad zur Koerperlaengsachse und steht naehrungsweise senkrecht auf der grossen Halbachse der durch den Kreisring definierten Ellipse. Damit ist gewaehrleistet, dass in jedem Fall bei der Konturverfolgung vom Startpunkt  $S_k$  aus im Uhrzeiger- und Gegenuhrzeigersinn die Segmentierungspunkte  $S_1$  und  $S_2$  in Abb.62 erreicht werden.

## Bestimmung des Startpunkts zur Konturverfolgung

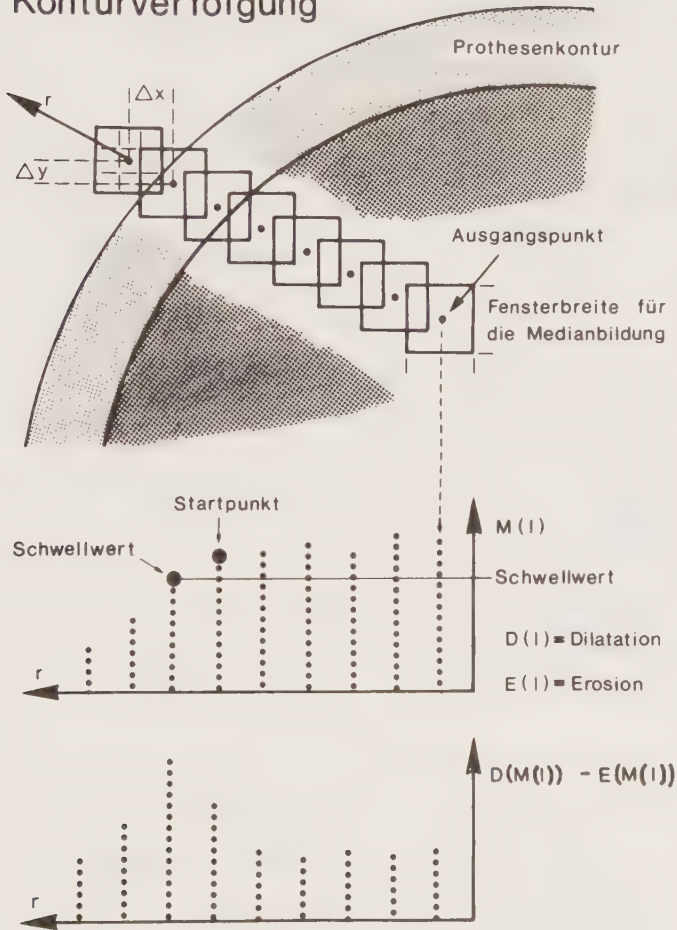
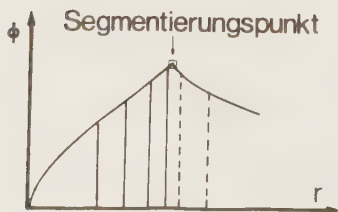
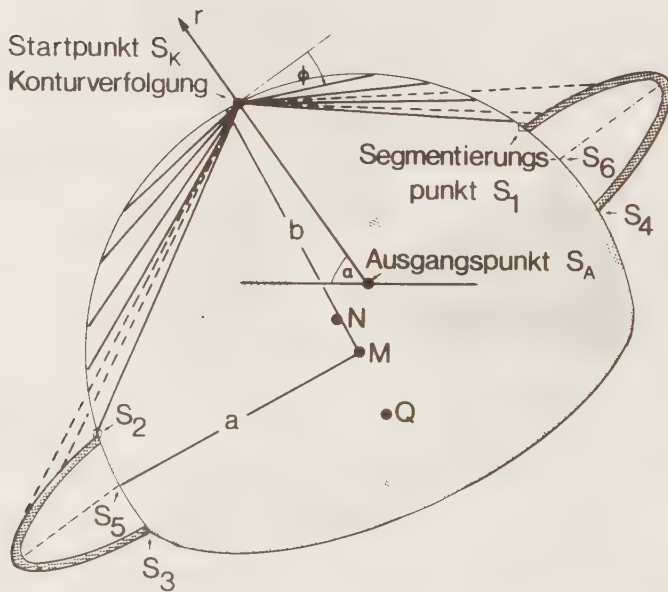


Abb.61 Suche eines Startpunktes fuer die Konturverfolgung

# Segmentierung der Prothesenkontur



Bestimmung der  
Segmentierungspunkte  
 $S_1$  und  $S_2$

Abb.62 Konturverfolgung und Segmentierung bei einer Schalenprothese

In der Abb.61 ist der Ablauf zur Bestimmung des Startpunktes zur Konturverfolgung aufgezeigt. Zur Absicherung und Erhoehung der Erfolgswahrscheinlichkeit wird vor der Filteroperation zur Kantendetektion (Dilatation - Erosion, siehe Kapitel 4.5.1 und 4.5.2, zusaetzlich eine Medianfilterung vorgeschaltet. Fuer die Originaldaten stellte sich ein Fenster von  $3 \times 3$  fuer die Medianfilterung, eine Schrittweite  $\Delta x = \Delta y = 2$  und eine Breite  $b=4$  fuer die Dilatation und Erosion als optimal heraus. Vom Ausgangspunkt  $p_A$  ausgehend wird jener Punkt als Startpunkt gewaehlt, der als letzter einen Medianwert groesser als der an der Kontur ermittelte Schwellwert hat.

#### 4.8.3 Segmentierung der Prothesenkontur.

-----

Wie in Kapitel 2.3 erwaehnt, muss auch die Prothesenkontur zur 3D-Rekonstruktion in ihre semantisch bedeutsamen Komponenten, naemlich Kugelkontur, Ringkontur und Kontur des Oeffnungskreises bei einer Schalenprothese, zerlegt werden. Um eine unnoetige Konturverfolgung zu vermeiden, werden die Algorithmen zur Startpunktsuche, zur Konturverfolgung, zur Segmentierung und Klassifikation der Kontur nicht wie ueblich sequentiell ausgefuehrt, sondern sind, wie im folgenden dargestellt, eng miteinander vermascht:

1. Ungefaehres Positionieren in die Mitte der Prothese
2. Startpunkt fuer die Konturverfolgung suchen (siehe 4.8.2)
3. Konturverfolgung im Uhrzeigersinn bis Winkelumkehr bei der Polarkoordinatendarstellung (Abb.62). Dies ist der Schnittpunkt  $S_1$  zwischen Kugel und Kreisring.
4. Konturverfolgung im Gegenuhrzeigersinn bis Winkelumkehr bei der Polarkoordinatendarstellung. Dies ist der Schnittpunkt  $S_2$

zwischen Kugel und Kreisring.

5. Ausgleichende Ellipse  $E_K$  durch die Punktmenge von  $S_1$  bis  $S_2$  legen. Kleine und grosse Halbachse (a,b), Mittelpunkt M und mittlere Abweichung s der Punkte von der Ellipse bestimmen;  
 $\gamma = 2 \cdot s$ .

6. In den Schnittpunkten  $S_1$  und  $S_2$  in den entsprechenden Drehrichtungen weiter verfolgen, bis die Ellipse  $E_K$  wieder erreicht wird. Dies ergibt die Segmentierungspunkte  $S_3$  und  $S_4$ . Punkte, die ausserhalb der Ellipse  $E_K + \gamma$  liegen, gehoeren zum Drahring, dessen aeussere Ellipse  $E_{Da}$  durch die Punkte zwischen  $S_1, S_4$  und  $S_2, S_3$  bestimmt wird.

Bei einer Schalenprothese gehoeren alle Punkte innerhalb des Bereichs Ellipse  $E_K - \gamma$  zum Oeffnungskreis, falls sie nicht im Bereich der Ellipse  $E_{Da} + \gamma$  liegen und definieren die Ellipse  $E_O$  des Oeffnungskreises.

Bei einer Schaftprothese duerfen nachdem die Punkte  $S_3$  und  $S_4$  erreicht sind, nur noch Punkte im Bereich der Ellipse  $E_K + \gamma$  und der Ellipse  $E_{Da} + \gamma$  auftreten.

Mit diesem Algorithmus laesst sich die "aeussere" Prothesenkontur verarbeiten, zur Verarbeitung der durch den Kreisring und Prothesenkopf gebildeten "inneren" Kontur (Abb.62) werden zwei neue Startpunkte  $S_5$  und  $S_6$  bestimmt. Diese liegen auf den Schnittpunkten der grossen Halbachse der Ellipse durch den aeusseren Kreisring und der Ellipse durch die Prothesenkugel. Die Zuordnung der Punkte zu den entsprechenden Ellipsen erfolgt nach den Regeln unter Punkt 6. des oben aufgefuehrten Algorithmus. Die Punktmenge an der "inneren" Kontur des Drahringes definiert dabei die Ellipse  $E_{Di}$ , deren Halbachsen gegenueber der Ellipse  $E_{Da}$  um die Breite des Markierungsdrahringes kleiner sein muessen.

## Zuordnung der Marken

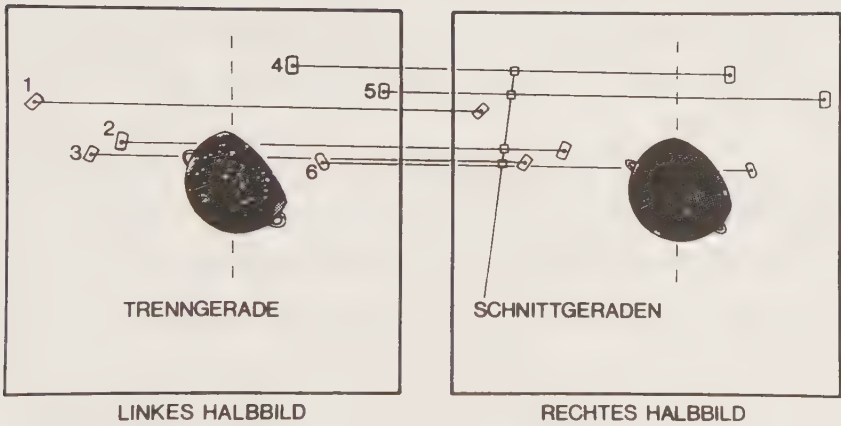


Abb.63 Zuordnung der Marken im linken und rechten Halbbild

#### 4.9 Zuordnung von Objekten im linken und rechten Halbbild

---

Nach den bisherigen Verarbeitungsschritten liegen nun die Konturen segmentiert und nach den in 4.2 festgelegten Objektklassen klassifiziert vor. Zur automatischen 3D - Rekonstruktion muessen aber korrespondierende Objekte in der linken und rechten Projektion, d.h. Bilder desselben raeumlichen Objektes, die gleiche Bezeichnung erhalten. Fuer die Klasse der Passpunkte wurde ein Beschriftungsalgorithmus bereits in 4.6 aufgezeigt, ebenso ist die Zuordnung bei den Objektklassen 3 bis 7 eindeutig, da jeweils nur ein Objekt pro Klasse vorhanden ist. Die Auftrennung der Markierungszylinder in die Klasse 8 (femorale Marken) und 9 (coxale Marken) sowie die Zuordnung innerhalb dieser Klassen erfolgt folgendermassen:

Alle Markenkonturen die oberhalb einer Geraden in Patientenquerrichtung durch den Mittelpunkt der Prothesenkugel liegen, werden der Klasse 9, alle die unterhalb dieser Geraden liegen der Klasse 8 zugeordnet. Fuer eine Zuordnung innerhalb der Klassen 8 und 9 muss zuerst die in 2.4 und 2.5 beschriebene Kalibrierung und Orientierung durchgefuehrt werden. Nach diesen Transformationen liegen korrespondierende Bildpunkte auf der in 2.6 erwaehten Schnittgeraden aus Kernebene und Bildebene. Die Abb.63 zeigt das weitere Vorgehen: Innerhalb einer Klasse werden die Objekte im linken Bild in beliebiger Reihenfolge numeriert. Im rechten Bild wird dasjenige Objekt zugeordnet, dessen Mittelpunkt der Schnittgeraden durch den Mittelpunkt des Objektes im linken Bild am naechsten liegt. Liegen mehrere Objekte auf einer Schnittgeraden, so kann ueber die richtige Zuordnung erst nach der erfolgten 3D - Rekonstruktion und dem Vergleich mit einer frueheren Aufnahmen desselben Patienten entschieden werden.

## 5. Vergleich zwischen manueller und automatischer Vermessung

---

Mit der Umstellung der manuellen auf eine weitgehend automatisierte Vermessung wurde versucht, das bereits bewaehrte automatische Auswertesystem mit manueller Vermessung zu einem in der Klinik einsetzbaren Gesamtsystem auszubauen, um damit die Leistungsfahigkeit der Stereo-Roentgen-Analyse als Diagnose- und Therapiehilfe auch anderen Kliniken zugaenglich zu machen. Bereits zu Beginn des Kapitels 4 wurden die Forderungen an ein in der klinischen Praxis routinemaessig einsetzbares Gesamtsystem vorgegeben. Inwieweit sie bei der vorgeschlagenen Realisierung der automatischen Vermessung erfuellt werden koennen, wird in den folgenden drei Abschnitten diskutiert.

### 5.1 Zeitvergleich

---

Die manuelle punktweise Vermessung und Codierung zweier Roentgenbilder einer Stereoaufnahme erfordert je nach vorhandener Markierung 1 1/2 bis 2 Stunden. Da dieses Vermessen mit einem Praezisionsdigitizer mit Mikroskopoptik bei 25 - facher Vergrößerung erfolgen muss, kann eine Person nach den vorliegenden Erfahrungen nicht beliebig viele Bilder nacheinander ausmessen, da zunehmende Codierungsfehler und Ungenauigkeiten auftreten, so dass 3, maximal 4 Stereoaufnahmen an einem Arbeitstag mit 8 Stunden ausgewertet werden koennen.

Fuer die automatische Vermessung kann nur eine Zeitabschaetzung gegeben werden, da im Rahmen dieser Arbeit ein fuer die Methodik geeigneter neuartiger Scanner entworfen (siehe 6.1 und 6.2), aber noch nicht vollstaendig realisiert wurde. Alle in Kapitel 4 erlaeuterten Algorithmen wurden in FORTRAN IV auf einer PDP 11/34 implementiert und ausgetestet, wobei auf arithmetische Operatio-

nen weitgehend verzichtet wurde, um eine effiziente Implementierung in Assembler auf einem Mikroprozessor zu ermöglichen. Da die Testdaten in einer 8-Bit Grauwertquantisierung vorlagen, musste eine Umcodierung in eine 16-Bit Ganzzahldarstellung vorgenommen werden, weil das achte Bit einer ein Byte-Variable in FORTRAN als Vorzeichen verwendet wird. Die in Assembler auf einem Mikroprozessor realisierten Algorithmen werden deshalb günstigere Verarbeitungszeiten erreichen. Die random-access-Abtastung wurde durch ein Programm-Modul simuliert, das aus dem random-access File (1100 Spalten x 1700 Zeilen) der digitalisierten Grauwerte zeilen-, spalten- oder rechteckweise Gebiete an das verarbeitende Programm liefert. Die dafür benötigte Zeit ist in den angegebenen Verarbeitungszeiten nicht enthalten. Statt dessen ist die Anzahl der abzutastenden Punkte angegeben, die dividiert durch die vom Scanner abhängigen Abtastrate (Pixel pro Sekunde), den zusätzlichen Zeitbedarf für die Abtastung angibt. Für die Verarbeitung der unteren Passpunkte gilt folgende Abschätzung:

Einschliesslich der Zwischenpunkte sind etwa 40 Punkte anzufahren und nachzuprüfen, ob ein Passpunkt an dieser Stelle vorhanden ist. Dazu ist bei der Positionierung ein Weg von 3 m zurückzulegen, was bei einer Verfahrgeschwindigkeit von 20 cm pro Sekunde (siehe 6.2) mit den Brems- und Beschleunigungsvorgängen ungefähr 20 Sekunden in Anspruch nimmt. An jeder Position sind 70 x 70 Punkte für die Schwellwertbildung und Konturbildung abzutasten. Nimmt man eine Abtastrate von 2 kHz an, werden 6 Sekunden für die Abtastung, Schwellwert- und Konturbildung vergehen. Zur Detektion (4.6.2) auf dem Hauptrechner werden etwa 4 Sekunden benötigt. Sind die Parameter zur gesteuerten Abtastung

bestimmt (4.6.1), so koennen die Passpunkte im "Pipelining-Betrieb" abgearbeitet werden, d.h. waehrend ein Passpunkt detektiert wird, kann der Naechste schon abgetastet und bis zur Konturbildung verarbeitet werden. Die Verarbeitung der unteren Passpunkte wird also etwas weniger als 5 Minuten in Anspruch nehmen.

Jeder obere Passpunkt wird mit einem Fenster von 100 x 100 Punkten abgetastet. Die Verarbeitungszeit bis zur Konturbildung betraegt ca 5 Sekunden die Abtastung etwa die gleiche Zeit. Die Abarbeitung erfolgt analog zu den unteren Passpunkten ebenfalls mit Pipelining. Insgesamt vergehen fuer die Bearbeitung der oberen Passpunkte (ca. 30) etwas mehr als 5 Minuten.

Fuer die sechs Marken (Abtastfenster 110 x 110) reichen jeweils etwa 6 Sekunden fuer die Abtastung und 15 Sekunden fuer die Weiterverarbeitung aus, zusammen also etwas mehr als 2 Minuten.

Fuer die Zeitabschaetzung zur Verarbeitung einer Prothese sei der aufwendigste Fall einer Schalenprothese angenommen. Die Laenge der zu verfolgenden Kontur betraegt dann ungefaehr 20 cm. Der in 4.8.1 angegebene Konturverfolgungsoperator hat eine theoretische mittlere Schrittweite von 0,14 mm, die durch die Steigungskorrektur in der Praxis auf 0,1 mm reduziert wird. Insgesamt fallen also etwa 2000 Konturpunkte an, bei denen jeweils der Rand und der Mittelpunkt einer 17 x 17 Matrix abzutasten ist. Der in FORTRAN mit Bildschirmprogrammierung realisierte Konturverfolgungsoperator benoetigt im Mittel 0.2 Sekunden fuer einen Konturpunkt. Setzt man fuer die Abtastung der 65 Punkte 0.2 Sekunden an, ergibt sich damit ein Zeitbedarf von 14 Minuten fuer die Konturverfolgung. Zur Segmentierung der Prothesenkontur und

Klassifizierung der Punkte wird zusätzlich 1 Minute verbraucht, ebenso fuer die Suche des Startpunktes.

Berechnet man fuer die zu Beginn erforderliche interaktive Positionierung 5 Minuten, so ergibt sich fuer ein Halbbild ein Zeitbedarf von insgesamt 33 Minuten. Wuerde man auf die interaktive Positionierung verzichten und sie durch Suchalgorithmen ersetzen, ergaeben sich keine wesentlichen Zeitvorteile gegenueber einer manuellen Vermessung, da zur Suche eines ersten unteren und oberen Passpunktes und der sechs Marken grosse Gebiete abgetastet werden muessten. Die angegebene Abtastrate von 2 kHz ist eine untere Schranke bei Abtastung mit einer Einzeldiode. Bei Einsatz des ebenfalls vorgesehenen Multidetektor-Arrays (siehe 6.1) kann eine erhebliche Steigerung der Abtastrate (10 kHz - 10 MHz) und damit eine Verkuerzung der Gesamtbearbeitungszeit erzielt werden.

## 5.2 Genauigkeitsvergleich

-----

Auf die Genauigkeit der manuellen Messmethode wurde bereits in Kapitel 3 ausfuehrlich eingegangen. In diesem Abschnitt soll deshalb nur auf die Einfluesse einzelner Systemkomponenten auf die zu erwartende Genauigkeit bei der automatischen Vermessung eingegangen werden. Dazu wurden Ausschnitte aus einem Stereobildpaar ausgewaehlt, die eine genuegend grosse Anzahl von unteren und oberen Passpunkten fuer die Bildkalibrierung, sowie die Prothese und drei Metallmarkierungszyylinder enthalten. Die Abb. 65 zeigt die Ausschnitte aus dem linken und rechten Stereohalbbild, dessen Objektkonturen zunaechst manuell mit dem vorhandenen Praezisionsdigitizer (0.01 mm Aufloesung) vermessen wurden.

Dieselben Bildausschnitte des Formats 115 x 164 mm wurden mit einem Optronics Trommelscanner mit einer Schrittweite von 0.1 mm abgetastet und die Grauwerte auf einer Magnetplatte abgespeichert. Die Untersuchung der Grauwertverteilung ueber die Gesamtbildgroesse ergab, dass der maximale Dichtebereich von 3 Dekaden mit einer Diskrimination in 256 Stufen nicht ausreichte, um alle Bildbereiche aufzuloesen. Die oberen rechten Ecken der Bilder in Abb. 65 wurden einheitlich schwarz (Grauwert 0) abgebildet. Die Positioniergenauigkeit des Scanners betrug  $\pm 2 \mu\text{m}/\text{cm}$ , die maximal abtastbare Bildgroesse  $125 \times 175 \text{ mm}^2$ .

Mit Hilfe der in Kapitel 4 beschriebenen Algorithmen wurden die Mittelpunkte der unteren und oberen Passpunktkonturen, die Kontur der Markierungszyylinder und die Prothesenkontur ermittelt. Die damit erhaltenen Koordinaten wurden analog zu den manuell gemessenen Koordinaten zur dreidimensionalen Rekonstruktion der Markierungszyylinder und der Prothese herangezogen. Als Vergleichswerte fuer die metrische Genauigkeit der automatischen Vermessung dienten die in den Abb. 17 und 18 dargestellten Markenabstaende und die Abstaende der Marken zum Prothesenmittelpunkt. Die Abb. 64 zeigt diese Werte, wobei die 1. Aufnahme die manuell vermessene und die 2. Aufnahme die automatisch vermessene Stereoaufnahme ist. Trotz der relativ groben Aufloesung von 0.1 mm bei der Abtastung und einer eingeschaenkten Genauigkeit bei der Einzelbildkalibrierung [32] wegen geringer Passpunktanzahl (ein Viertel der Anzahl eines vollstaendigen Bildes), betraegt die maximale Abstandsdifferenz nur 0.28 mm. Dieses gute Ergebnis (vergleiche Kapitel 3.5, Abb. 28) ist darauf zurueckzufuehren, dass die erheblich hoehere Anzahl von automatisch gemessenen Konturpunkten, im Vergleich zu manuell gemessenen Konturpunkten,

die erwahnten moeglichen Fehlereinflusse wegen der damit verbundenen Ueberbestimmung wettmacht. So wurde zum Beispiel die Kugelkontur der Prothese mit 240 statt 50 Punkten approximiert, die Mittelpunkte der Passpunkte durch Berechnung des Mittelpunktes einer ausgleichenden Ellipse durch im Mittel 20 Konturpunkte bestimmt. Bei der manuellen Messmethode dagegen wurden die Koordinaten des Mittelpunktes durch Positionieren in die "Mitte" des Passpunktes nach Augenmass bestimmt.

Die fuer ein endgueltiges System vorgesehene Verfeinerung der Abtastschrittweite um ungefahr einen Faktor 2 laesst daher bei der Abtastung des gesamten Bildes, d.h. aller moeglichen Passpunkte, eine gegenueber der manuellen Vermessung erhoehrte Praezision erwarten.

| ABSTAENDE | 1.AUFNAHME | 2.AUFNAHME | DIFFERENZEN |
|-----------|------------|------------|-------------|
| P4-P5     | 33.51 MM   | 33.47 MM   | -0.04 MM    |
| P4-P6     | 40.18 MM   | 40.11 MM   | -0.08 MM    |
| P5-P6     | 11.76 MM   | 11.48 MM   | -0.28 MM    |
| P4-M      | 51.79 MM   | 52.03 MM   | 0.24 MM     |
| P5-M      | 64.32 MM   | 64.23 MM   | -0.09 MM    |
| P6-M      | 60.94 MM   | 60.95 MM   | 0.02 MM     |

Abb.64 Vergleich von Punktabstaenden im  $R^3$  bei manuell vermessenen (1.Aufnahme) und automatisch vermessenen Stereobildern (2.Aufnahme)

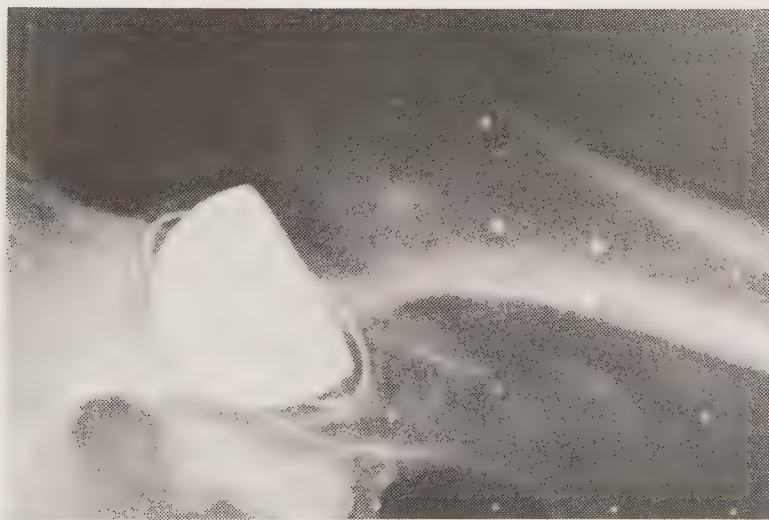
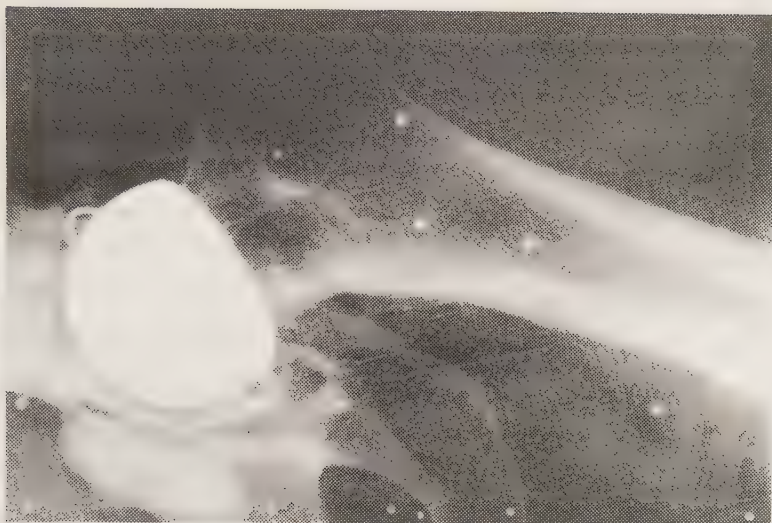


Abb.65 Stereohalbbilder zum Vergleich der metrischen Genauigkeit

### 5.3 Finanzieller Vergleich

-----

Fuer beide Messdatenerfassungssysteme (manuell/automatisch) ist ein Minirechner zur Auswertung erforderlich. Auf die Kosten fuer einen solchen Auswerterechner wird daher nicht naeher eingegangen.

Zunaechst zu den Kosten des an der Orthopaedischen Universitaetsklinik Erlangen vorhandenen und bereits eingesetzten Systems zur manuellen Messdatenerfassung: Als Praezisionsdigitizer wird die eine Haelfte eines Stereokomparators mit Interface fuer die serielle Uebertragung der Messwerte an einen Rechner benutzt. Der Anschaffungspreis fuer dieses optomechanische Praezisionsgeraet lag bei 100 000,-DM. Zum Ausmessen der Bilder und Bedienung des Rechners sind die Kosten fuer eine Dokumentationsassistentin (BAT V) zu veranschlagen.

Im Gegensatz dazu ist bei der automatischen Messdatenerfassung kein zusaetzliches Personal erforderlich. Mit dem Einlegen der Bilder in den Scanner, dem interaktiven Positionieren auf einige Objekte zu Beginn der Verarbeitung und der Bedienung des Gesamtsystems ist eine Kraft nicht ausgelastet. Diese Arbeit kann zusaetzlich von einer MTA in der Roentgenabteilung uebernommen werden, da dort auch die Stereoaufnahmen angefertigt werden und eine Aufstellung des SRA-Systems am sinnvollsten ist. Entsprechend dem Stereokomperator sind als einmalige Anschaffungskosten die Kosten fuer den Scanner mit ca. 150 000,-DM bis 200 000,-DM anzusetzen.

Die wesentlichen Vorteile eines automatischen Vermessungs- und Auswertesystems liegen also in der Einsparung laufender Mittel (Personalkosten), bei einem gleichzeitig erhoekten Durchsatz an Auswertungen.

## 6. Ausblick

-----

In diesem Kapitel werden die Anforderungen an eine fuer das entwickelte Konzept einer modellgesteuerten Mustererkennung (Abtastung) mit dezentraler Bildvorverarbeitung geeignete Abtasteinrichtung praezisiert. Eine Marktanalyse hat gezeigt, dass die angebotenen Geraete (z.B. Zeiss, Optronics, MBB) nur teilweise die gestellten Forderungen erfuellen. Ein weiterer Grund fuer das in den folgenden zwei Abschnitten dargelegte Konzept fuer die Konstruktion eines problemangepassten Scanners [41], ist die Hoehe der Preise zwischen 220 000.- und 500 000.- DM fuer die oben erwaehnten Scanner. Im dritten Abschnitt wird auf die klinische Anwendungsbreite mit dem in der Zukunft zu erwartenden Einsatz eingegangen.

### 6.1 Konzeption eines geeigneten Scanners

-----

Wie muss ein kleines aber leistungsfahiges System konfiguriert sein, um den in Kapitel 4 aufgestellten Forderungen zu genuegen. Das Hauptproblem ist die grosse Datenmenge, die in kurzer Zeit mit hoher Ortsgenauigkeit verarbeitet werden muss. Die meisten bekannten bildverarbeitenden Systeme [42,43] gehen von einer zunaechst vollstaendigen Bildabtastung mit Speicherung der Grauwerte auf Band oder Platte aus. Danach werden die zumeist einfachen aber langwierigen bildvorverarbeitenden Algorithmen durchgefuehrt. Dieses Konzept ist fuer zeitkritische Verarbeitungen, bei denen der Rechner ausser Bildverarbeitung zusaetzliche Aufgaben wie Patientendateiverwaltung, automatische Einbestellung und Berechnung und Ausgabe von Ergebnisboegen fuer den untersuchenden Arzt zu uebernehmen hat, nicht geeignet. Sieht man fuer den Uebertragungskanal zwischen Sensorsystem und Rechner, der

einen Engpass darstellt, eine DMA (direct-memory-access) Verbindung vor, so bringt auch diese keinen wesentlichen Vorteil fuer das Gesamtsystem, da nach wie vor teurer schneller Massenspeicher fuer die Bilddaten bereitgestellt werden muss. Deshalb wurde im Rahmen dieser Arbeit ein in Software und Hardware aufeinander abgestimmtes System mit modellgesteuerter Abtastung und dezentraler Bildvorverarbeitung auf einem Scanner entwickelt. Durch die Verlagerung der bildvorverarbeitenden Algorithmen bis hin zur Konturbildung und Konturverfolgung auf einem microprozessor gesteuerten Scanner, wird die enorm grosse Datenmenge zum fruehest moeglichen Zeitpunkt auf das Wesentliche reduziert. Der Rechner uebernimmt nur Verwaltungs- und globale Steueraufgaben mit aufwendigen arithmetischen Operationen und erhaelt statt der gesamten abgetasteten Bildmatrix nur wenige Koordinaten der extrahierten Konturpunkte uebermittelt. Zudem erwaechst durch dieses Konzept die Moeglichkeit einer simultanen Abarbeitung beider Stereohalbbilder (siehe Kapitel 1.4) durch Anschluss eines zweiten Scanners.

Ein fuer das entwickelte Konzept geeigneter Scanner muss also durch Makrobefehle des Hauptrechners steuerbar sein. Dazu gehoert die Ausfuehrung der in Kapitel 4 aufgefuehrten Algorithmen zur Bildvorverarbeitung, wie zum Beispiel die automatische Schwellwertbildung mit anschliessender Konturbildung durch Angabe der dafuer notwendigen Parameter (z.B. Mittelpunkt mit Umgebung). Fuer den Systemaufbau ist wichtig, dass dafuer der Scanner vom Hauptrechner aus programmierbar ist, um sich leicht an Veraenderungen bei der Realisierung anpassen zu koennen. Die interaktive Positioniermoeglichkeit erfordert einen Joy-Stick zur manuellen Einstellung des Sensors auf ein gewuensches Gebiet. Der ent-

sprechende Bildausschnitt sollte fuer diesen Zweck auf einem Monitor zu sehen sein. Die geometrischen Spezifikationen muessen denen des fuer die manuelle Vermessung verwendeten Stereokomparators entsprechen. Insgesamt muss ein Bildformat von 35 cm x 35 cm mit einer Aufloesung von 0,06 mm abtastbar sein. Die Wiederholgenauigkeit, d.h. die Ortsabweichung beim Abtasten eines bestimmten Punktes sollte kleiner gleich 0,03 mm sein, die Linearitaet in X- und Y- Richtung sollte 0,03 mm pro 35 cm nicht ueberschreiten. Fuer die Grauwertaufloesung sind 8 Bit ausreichend, jedoch muss ein Dynamikbereich von ungefaehr 3 Dekaden (Variation der optischen Dichte im Roentgenbild) erfasst werden. Eine ausfuehrliche Darstellung des skizzierten Konzeptes mit seiner teilweisen Realisierung ist in [41] gegeben.

## 6.2 Realisierung des Scanners

-----

Um mit moeglichst wenig Neuentwicklung ein preisguenstiges Gesamtsystem aufbauen zu koennen, wurde ein Konzept zum Bau eines Flachbettscanners aus fertigen Teilkomponenten erarbeitet, das den im vorigen Kapitel formulierten Anforderungen entspricht. Die Abb. 64 zeigt den Tisch zur Halterung des Sensorsystems und der Verschiebeeinrichtung. Um die geometrischen Praezisionsanforderungen einhalten zu koennen, wird das im Durchlicht abzutastende leichtere Roentgenbild relativ zum feststehenden Sensor bewegt. Die Verwendung eines XY-Kreuzkoordinatentisches der Firma Laser-Optronic garantiert die Einhaltung der in 6.2 aufgestellten Forderungen. Bei einem Hub von 40 cm und einer kleinsten Schrittweite von 0,01 mm ist die Wiederholgenauigkeit besser als 0,01 mm, die Linearitaet in X- und Y- Richtung betraegt 7  $\mu$ m auf 400 mm, die Orthogonalitaet 10 Sekunden.

Zur Abtastung sind zwei unterschiedliche Sensorsysteme vorgesehen. Fuer die schnelle Abtastung und Betrachtung eines interaktiv ausgewaehlten Bereiches wird eine CID-Kamera (Charge-Injection-Device) mit 248 x 244 Bildpunkten verwendet. Die Vorteile dieser Kamera liegen in der fertigen Hardware fuer den Anschluss an einen Mikroprozessor und einem gleichzeitigen Videoausgang. Eine ALC-Schaltung (automatic-light-control) reguliert die Blende und stellt so einen optimalen Arbeitsbereich ein. Da zur Abtastung von Objekten nur der innere Ausschnitt von maximal 110 x 110 Bildpunkten verwendet wird (entspricht 6,6 mm x 6,6 mm Aufloesung), kann der verzerrende Einfluss der Optik vernachlaessigt werden. Ein Nachteil dieses Systems besteht jedoch wegen moeglichen Schwankungen bis zu 15 % in der Grauwertuniformitaet, die durch fertigungstechnische Toleranzen in der Geometrie der Einzeldioden [44] bedingt ist. Deshalb ist als zweites Sensorsystem die Abtastung der Grauwerte "on the fly" mit einer einzelnen Photodiode vorgesehen. Dies bringt eine wesentlich bessere Grauwertuniformitaet bei allerdings reduzierter Abtastrate. Bei einer Verfahrensgeschwindigkeit von 20 cm pro Sekunde kann aber immer noch eine fuer die Problemstellung ausreichende Abtastrate von maximal 3,3 KHz erreicht werden.

Die Steuerung der Gleichstromantriebe fuer den Kreutztisch, der Sensorsysteme, der Datenuebertragung ueber eine 16 Bit parallele Ein/Ausgabelitung und die Ausfuehrung der bildvorberarbeitenden Algorithmen muss ein Mikroprozessor uebernehmen. Zur Auswahl standen mehrere Platinensysteme, den Ausschlag fuer das System SMP 30 von AMC (Advanced-Micro-Computer) gab das Vorhandensein einer Platine zur vektorisierten Hardwareinterruptbehandlung. Ein

weiterer Vorteil liegt in der Austauschbarkeit des standardmaessig vorgesehenen  $\mu$ P 8080 A durch eine Platine mit einem schnelleren 8085 . Dadurch lassen sich, falls erforderlich, erhebliche Geschwindigkeitsverbesserungen besonders bei den bildvorverarbeitenden Algorithmen erzielen, ohne die Hardwarekonfiguration aendern zu muessen.

Fuer die Entwicklung einer Grundversion einer Mikroprozessorsteuerung wurde ein Entwicklungssystem aufgebaut (Abb.65). Ueber eine Rechnerkoppelung stehen fuer den SMP80 die Dienstprogramme der PDP11/34 und zusaetzlich ein 8080-Makroassembler und Lader zur Verfuegung. Als Zusatzplatine war eine Zusatzlogik und Signalanpassungsschaltungen an die Schnittstelle zur Leistungssteuerung der Gleichstrommotoren erforderlich. Mit diesem bisher aufgebauten System ist eine Positionier- und eine geschwindigkeitsregelbare Bahnsteuerung fuer die X- und Y-Komponente des Kreuzkoordinatentisches realisiert und sind die Voraussetzungen fuer die Implementierung der bildvorverarbeitenden Algorithmen in Assembler, sowie den Anschluss der Sensorsysteme geschaffen.

# Tisch für den Scanner

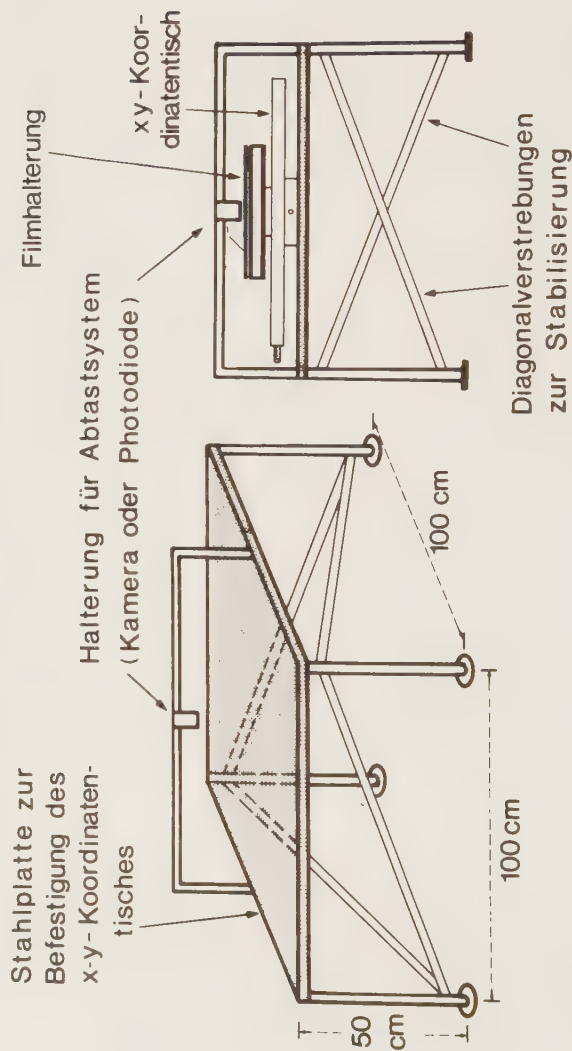


Abb.66 Tisch zur Halterung der Verschiebeeinrichtung und des Sensors eines Flachbettscanners

# Entwicklungssystem für Scannersteuerung:

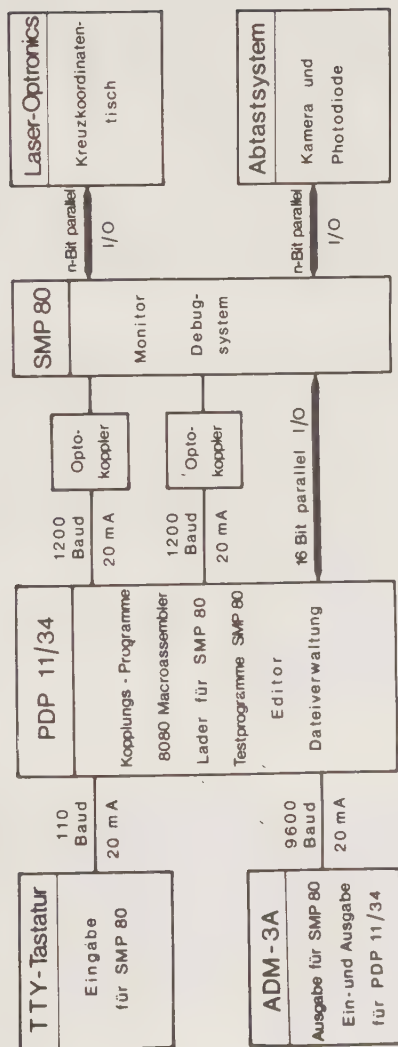


Abb. 67 Entwicklungssystem fuer den Aufbau der Scannersteuerung

## 6.2 Klinischer Einsatz des Diagnosesystems

Wie in Abschnitt 1.2 schon erwahnt, stehen die Lockerungsdiagnostik bei einem Patienten mit akuten Schmerzen und einem Verdacht auf eine Lockerung zur Klaerung der Indikation einer Auswechseloperation und die zeitliche Verlaufskontrolle von Patienten zur Feststellung einer beginnenden Lockerung zur Erreichung von konsolidierenden konservativen Massnahmen (Entlastung) beim klinischen Einsatz im Vordergrund. Im folgenden sei exemplarisch der Fall einer 69 jaehrigen Patientin vorgestellt, der am 0.11.1977 eine Schalenprothese nach Wagner links implantiert worden war (Abb.67). Bei der Halbjahreskontrolle zeigte die Patientin ein klinisch gutes postoperatives Ergebnis, demgegenueber ergab die SRA (Abb.66) zu diesem Zeitpunkt bereits eine eindeutige Verlagerung der Schalenprothese gegenueber dem postoperativen Befund:

| Gertrud B.<br>24.11.1910 | Verlagerungsvektor Schale (mm) |                  |                  |                 |                 |
|--------------------------|--------------------------------|------------------|------------------|-----------------|-----------------|
|                          | $\vec{v}_{0-6}$                | $\vec{v}_{0-16}$ | $\vec{v}_{0-24}$ | $\vec{v}_{16F}$ | $\vec{v}_{24F}$ |
| x = cranio-caudal        | 0,63                           | 1,92             | 2,63             | 0,15            | 0,20            |
| y = medio-lateral        | 0,30                           | 1,17             | 1,85             | 0,25            | 0,27            |
| -z = ventro-dorsal       | 0,30                           | 0,37             | 1,12             | 0,35            | 0,25            |
| Total                    | 0,76                           | 2,28             | 3,44             | 0,46            | 0,42            |

Abb.66 Verlagerungsvektoren  $\vec{v}$  nach 6,16 und 24 Monaten bezogen auf die postoperative Aufnahme 0.  $\vec{v}_{16F}$  und  $\vec{v}_{24F}$  sind Funktionsaufnahmen 16 bzw. 24 Monate nach der Operation



Abb. 69 Roentgenaufnahmen eines Patienten

Der Verlagerungsvektor  $\vec{v}_{0-6}$  zeigt vom Schalenmittelpunkt aus um 0,63 mm nach caudal, um 0,30 mm nach lateral und um 0,30 mm nach dorsal. Die Schale ist in dieser Zeit um mindestens 0,76 mm caudo-latero-dorsal gewandert, entsprechend einer fuer diese Verlagerung biomechanisch verantwortlichen Koerperkraft in infero-latero-posteriorer Richtung, ein SRA-Befund, der auch bei zahlreichen anderen Patienten erhoben werden konnte.

Bei der zweiten Nachuntersuchung nach 16 Monaten gab die Patientin einen starken Anlaufschmerz und zunehmende, bis ins Knie ausstrahlende Ruheschmerzen an, so dass jetzt auch ein klinischer Lockerungsverdacht bestand. Die Gesamtlockerung gegenueber dem Anfangsbefund betrug 2,28 mm, wobei die Richtung des Lockerungsvektors  $\vec{v}_{0-16}$  vergleichbar der der Halbjahreskontrolle ist. Bei der Kontrolluntersuchung nach 2 Jahren am 2.11.79 betrug die Verlagerung 3,44 mm, wobei gegenueber den Vorbefunden die stark progrediente Abkipfung der Schale um 1,12 mm nach dorsal auffaellt.

Dieser Fall zeigt, dass eine numerisch nachweisbare Verlagerung des Implantats im Anfangsstadium nicht unbedingt Beschwerden hervorrufen muss. So konnte mittels der SRA festgestellt werden, dass sich fast alle Schalenprothesen um etwa 1 mm pro Jahr auf den Schenkelhals zunaechst in der Frontalebene nach latero-distal aufstauchen und spaeter im Sinne einer Rotationslockerung zusaetzlich in der Sagittalebene nach dorsal abkippen, und zwar im allgemeinen ohne eine spezifische Schmerzsymptomatik.

Dieses Ergebnis wirft die Frage auf, in welchen Faellen wir es mit einem Prothesenversagen zu tun haben, weil es zu einer progredienten Auslockerung gekommen ist, und in welchen Faellen wir

es mit einer im Implantatlager wandernden Prothese zu tun haben, die sich zwischenzeitlich immer wieder stabilisiert und zunaechst keine operative Intervention erfordert. Um dieser Frage nachzugehen, wurden bei dieser Patientin zusaetzlich Funktionsaufnahmen in Adduktions- und Abduktionsstellung des Beins angefertigt. Diese Art von Funktionsaufnahmen laesst die Darstellung einer eventuellen Implantatbeweglichkeit vornehmlich in der Frontalebene zu. Theoretisch muesste man ein zweites Aufnahmepaar unter Druck und Zug in axialer Richtung als Provokationstest einer eventuellen Lockerung in der Transversalebene und ein drittes Aufnahmepaar in Innen- und Aussenrotation zur Demonstration einer eventuellen Implantatslockerung in der Sagittalebene anfertigen. Nach den bisherigen Erfahrungen genuegen jedoch Funktionsaufnahmen in Adduktions- und Abduktionshaltung zum Nachweis einer Lockerung, da die dabei auf die Prothese einwirkenden Kraefte zwar vornehmlich eine medio-laterale Beanspruchung bedeuten, daneben aber auch eine Kraftkomponente in dorso-ventraler und cranio-caudaler Richtung resultiert, deren Groesse zum Nachweis einer etwa vorhandenen Beweglichkeit der Kunstgelenke in allen drei Raumebenen ausreicht.

Bei derselben Patientin wurde in der Funktionsaufnahme nach 16 Monaten eine Lockerung von 0,46 mm nachgewiesen, bei der Funktionsaufnahme nach 24 Monaten eine etwa gleich grosse Lockerung von 0,42 mm. Es handelt sich also eindeutig um eine gelockerte Hueftschaale, die sich zwischenzeitlich nicht in ihrer neuen Position von selbst stabilisiert. Auch die Hueftpfanne war mit 1,06 mm in der Funktionsaufnahme als eindeutig gelockert zu diagnostizieren.

Zusammenfassend kann man also festhalten, dass bei dieser Patientin die klinische Lockerungssymptomatik dem SRA-Befund mit etwa einem halben Jahr Verspaetung nachfolgte. Bei entsprechender statistischer Absicherung dieser Befunde an einem groesseren Patientenkollektiv muss es also moeglich sein, eine sich anbahnende, noch praeklinische Lockerung eines Hueftimplantats mittels der SRA um etwa 1/2 Jahr frueher zu diagnostizieren und entsprechend aussichtsreich sekundaerpraeventiv therapeutisch anzugehen.

Geht man von jaehrlich 100 neu implantierten Hueftgelenken und einem Nachuntersuchungsintervall von einem halben Jahr aus, sind bereits im 4. Jahr 750 Untersuchungen durchzufuehren. Dies bedeutet, dass selbst an einer kleineren Klinik eine Auslastung eines automatischen Auswertesystems schnell erreicht ist. Die Portabilitaet des Roentgenstereoverfahrens eroeffnet zudem auch Kliniken mit wenigen Hueftgelenksimplantationen den Einsatz der SRA, da nur Passpunktsystem und Markierungsbesteck erforderlich sind. Die Stereoaufnahmen koennten mit jeder vorhandenen Roentgenanlage angefertigt und die Bilder zur Auswertung an eine groessere Klinik abgegeben werden. Eine aehnliche Verfahrensweise wird mit Erfolg seit langem in der klinischen Chemie, durch Auswertung von Seren und anderen Stoffen in Zentrallaboratorien praktiziert.

Das durch eine automatisierte Auswertung gewonnene Datenmaterial ermoeglicht erstmals gesicherte statistische Analysen ueber die Lockerungsmechanismen von Hueftendoprothesen. Daraus koennen fuer die Implantatforschung und Biomechanik des Hueftgelenkes wertvolle Hinweise geliefert werden.

## 7 Zusammenfassung

-----

Ziel der vorliegenden Arbeit war es, ein System zur praezisen raeumlichen Erfassung von Lockerungsvorgaengen alloplastischer Hueftgelenksprothesen so weiterzuentwickeln, dass durch eine weitgehende Automatisierung ein breiter klinischer Einsatz des Diagnosesystems ermoeeglicht wird. Dazu wurde ein Konzept entwickelt, das die fuer einen praktischen Einsatz vorgegebenen Randbedingungen, naemlich leichte Bedienbarkeit zur Einsparung von zusaetzlichem Personal, geringe Kosten, schnelle Verarbeitungszeit und hohe Praezision erfuehlt.

Zur Einfuehrung und Modellbildung wird zunaechst ein Ueberblick ueber die Methodik der Stereoroentgenphotogrammetrie gegeben. Mit der neu entwickelten monoskopischen Stereobildvermessung wurden die entscheidenden Voraussetzungen fuer eine automatisierte Vermessung geschaffen. Die anschliessende vollautomatische massstabsgetreue dreidimensionale Rekonstruktion von Prothesenteilen und Markierungszyklindern im Knochenlager durch einen Minirechner ermoeeglicht den Vergleich der Messdaten aus zeitlich aufeinanderfolgenden Kontrollaufnahmen. Die moeglichen Fehlereinfluesse werden fuer die Beurteilung der Leistungsfaeahigkeit des Gesamtsystems diskutiert, wobei in 80 % aller Faelle eine raeumliche Genauigkeit von kleiner gleich 0,3 mm erreicht wird.

Zur Loesung des Problems der automatischen Vermessung unter Einhaltung der oben erwaehnten Bedingungen wird ein in Hardware und Software aufeinander abgestimmtes Konzept der modellgesteuerten Abtastung mit dezentraler Bildvorverarbeitung auf einem fuer diese Verarbeitung geeigneten Scanner vorgestellt. Durch dieses Konzept wird die entscheidende Datenreduktion erreicht, da nur ca

2% der gesamten Bildflaeche zur Vermessung abgetastet werden muessen.

Die dafuer erforderlichen Algorithmen wurden sowohl an synthetisch erzeugten Testdaten, als auch an Originaldaten, die mit einer Image-Dissektor-Roehre abgetastet wurden, entwickelt und ausgetestet. Dabei wurde auf die Eignung der bildvorverarbeitenden Algorithmen zur Implementierung auf einem Mikroprozessor geachtet, indem Rangordnungsoperatoren wie Median, Erosion und Dilatation verwendet wurden, die ohne Multiplikation und Division auskommen. Insbesondere wurden Algorithmen zur automatischen Schwellwertfindung und Konturbildung und eine Konturverfolgung in Grauwertbildern realisiert. Aufwendige arithmetische und rechenintensive Algorithmen werden von einem Minirechner uebernommen. Zur Optimierung dieser Aufgaben wurde das aus der Modellbildung gewonnene a-priori Wissen in den Ablauf der Algorithmen aufgenommen. Beispiele dafuer sind die modellgesteuerte Abtastung und Beschriftung der gitterartig verteilten Passpunkte, sowie die Segmentierung der Kontur eines Markierungszylinders und die modellgesteuerte Abtastung der Prothesenkontur durch Konturverfolgung mit integrierter Segmentierung und Klassifikation. Eine Vorschrift fuer die Zuordnung von korrespondierenden Bildern desselben raeumlichen Objektes, die beim menschlichen stereoskopischen Sehen von neuronalen Schaltungen wahrgenommen wird, wurde auf den Rechner uebertragen.

In einem Vergleich der manuellen mit der automatischen Vermessung wurden Geschwindigkeits-, Genauigkeits- und finanzielle Aspekte behandelt. Dabei hat sich gezeigt, dass die automatische Vermessung um mindestens einen Faktor 2 schneller als die manuelle

Vermessung ist. Durch die Einsparung zusätzlichen Personals werden dabei auch die laufenden Kosten für das Diagnosesystem reduziert. Ein Vergleich der Genauigkeit des automatischen mit dem manuellen System ergab bei einer Abtastschrittweite von 0,1 mm und reduzierter Bildgröße eine der manuellen Vermessung (0,01 mm Auflösung) vergleichbare Präzision der Punktabstände im  $R^3$ . Eine verfeinerte Abtastung mit 0,06 mm Schrittweite des gesamten Bildes lässt daher in einem fertig aufgebauten System mit einem geeigneten Scanner, eine gegenüber der manuellen Vermessung verbesserte Präzision erwarten.

Aus Kostengründen wurde ein Konzept zum Bau eines geeigneten Flachbettscanners aus fertigen Teilkomponenten erarbeitet. Die drei Hauptkomponenten bestehen dabei aus einem 8080-Mikroprozessorplatinensystem, aus einer CID-Kamera und Einzeldiode, sowie einem mit Gleichstrommotoren ausgestatteten Kreuzkoordinatentisch. Eine Rechnerkoppelung zu einer PDP11/34 wurde aufgebaut, um die Standard-Utilities der PDP und einen zusätzlichen 8080 Macroassembler mit Lader zur effektiven Entwicklung der Mikroprozessorsteuerung zur Verfügung zu stellen.

Die Ergebnisse dieser Arbeit zeigen, wie durch interdisziplinäre Forschung mit dem gemeinsamen Einsatz der Methoden aus Mathematik, Informatik und Elektrotechnik Fortschritte in der klinischen Medizin erzielt werden können.

## Literatur

-----

- [ 1 ] PROBST K.J., HERP A., LEIDEL W.  
Stero-radiologische Lokalisationsdiagnostik von Schalen- und Totalendoprothesen des Hueftgelenkes  
Archives of Orthopaedic and Traumatic Surgery 92 1978, 75-81
- [ 2 ] LEIDEL W., HERP A., PROBST K.J.  
Mathematische Grundlagen einer computergestuetzten Methode zur Erfassung von Endoprothesenlockerungen  
23. Jahrestagung der Gesellschaft fuer medizinische Dokumentation, Informatik und Statistik, Koeln, Oktober 1978
- [ 3 ] LEIDEL W., HERP A., PROBST K.J.  
Raemumliche Darstellung von Roentgenbildern und ihre metrische Auswertung.  
10. Tagung der Deutschen Gesellschaft fuer medizinische Physik, Braunschweig, Mai 1979
- [ 4 ] LEIDEL W., HERP A., PROBST K.J.  
Rekonstruktion dreidimensionaler Objekte aus zwei konventionellen Roentgenbildern.  
Biomedizinische Technik, Band 24, Ergaenzungsband, Juni 1979
- [ 5 ] PROBST K.J., HERP A., LEIDEL W.  
Vergleichbarkeit zeitlich aufeinanderfolgender Messdaten aus Roentgenbildern.  
Biomedizinische Technik, Band 24, Ergaenzungsband, Juni 1979
- [ 6 ] CHAPCHAL, G.  
Results of total hip replacement.  
Clin. Orthop. 95 1973
- [ 7 ] SAFI, P., SCHREIBER A.  
Ergebnisse der Hueftendototalplastik  
(Kontrolle der 1962-1968 operierten Faelle)  
Z. Orthop. 110 1972, 83-89
- [ 8 ] MURRAY W.R.  
Results in patients with total hip replacement arthroplasty  
Clin. Orthop. 95 1973, 80
- [ 9 ] COTTA H., SCHULITZ K.P.  
Komplikationen der Hueftalloplastik durch periartikulaere Gewebereaktion  
Arch. orthop. Unfall-Chir. 69 1970, 39-50
- [10] FREEMAN M.A., LEE P., BRYSON T.W.  
Total hip joint replacement in osteoarthritis and poliathritis  
A statistical study of the results  
Clin. Orthop. 95 1973, 224
- [11] SCHULITZ K.P., GAERTNER B., HUEWEL R.  
Die schwingungsmechanische Methode zur Erfassung einer Prothesenlockerung  
Orthop. Praxis 1 1977 42
- [12] SCHULITZ K.P., GARTNER B.  
Schwingungsmechanische Untersuchungen zur Frage der Prothesenlockerung  
Vortrag auf der 65. Tagung der Deutschen Gesellschaft fuer Orthopaedie und Traumatologie, Muenchen, September 1978

- [13] THULL R., BAUERSCHMIDT P., NEUPERT R.  
Bestimmung der mechanischen Koppelung von Implantat und Knochen zur Frueherkennung der Prothesenlockerungen  
Vortrag auf der 65. Tagung der Deutschen Gesellschaft fuer Orthopaedie und Traumatologie, Muenchen, September 1978
- [14] PROBST K.J.  
Arbeiten zur Einfuehrung der Analytischen Stereoroentgen-photogrammetrie in die Orthopaedie  
Dissertation, Erlangen 1976
- [15] HERP A.  
Ein interaktives graphisches System zur Manipultion raeumlicher Objekte, insbesondere zur Simulation von Umstellungs-osteotomien in der Orthopaedie  
Diplomarbeit am IMMD, Erlangen 1977
- [16] COHN M., BARTH W.  
Lehrbuch der Roentgenstereoskopie  
Leipzig, Thieme 1931
- [17] KOEHNLE H.  
Besonderheiten der Roentgenstereoskopie  
Photographie und Wissenschaft (agfa) H. 2 1960, 19
- [18] BECHERT F.  
Ueber den Grad der Genauigkeit von Messungen an stereoskopischen Roentgenbildern nach Hasselwander  
Anat. Anz. 56 1923 325-338
- [19] HALLERT B.  
X-Ray-Photogrammetry  
Amsterdam, Elsevier Publ. Comp. 1970
- [20] HASSELWANDER A.  
Die theoretischen Grundlagen und die praktische Anwendung der Photogrammetrie des Roentgenbildes  
Bildmessung und Luftbildwesen 1 1934
- [21] KOEHNLE H.  
Roentgenphotogrammetrie  
Fortschr. Roentgenstr. 54 1936 92
- [22] KELLNER H.  
Arbeiten zur analytischen Auswertung von Roentgenstereo-aufnahmen  
Dissertation, Goettingen 1971, Abt. Biophotogrammetrie
- [23] KOEHNLE H.  
Roentgenstereoverfahren  
in: Handbuch der medizinischen Radiologie Band III  
Berlin, Springer 1967
- [24] MEIER H.-K.  
Der Stereoroentgenkomparator StR 1-3  
BuL 39, 1971, 131
- [25] PAUWELS F.  
Atlas zur Biomechanik der gesunden und kranken Huefte  
Berlin-Heidelberg-New York, Springer Verlag 1973

- [26] PAUL J.P.  
Forces transmitted by joints in the human body  
Proc. Instn. Mech. Engrs. 181. 3J 1966/67
- [27] RYDELL N.  
Forces in the hip joint  
in: R.M.Kenedi, edit. Biomechanics and related bioengineering  
topics,  
Oxford, Pergamon Press 1965
- [28] ROGERS D.F., ADAMS J.A.  
Mathematical Elements for Computer Graphics  
Mc Graw-Hill Book Company 1976
- [29] SCHÖBER H.  
Geometrie des Roentgenbildes  
in: Handbuch der medizinischen Radiologie III,  
Springer-Verlag 1967
- [30] SCHÖBER H.  
Bildschärfe und Bildkontrast  
in: Handbuch der medizinischen Radiologie III,  
Springer-Verlag 1967
- [31] PROBST K.J., HERP A., LEIDEL W.  
Computergestützte Methode zur Lockerungsbeurteilung von Hüft-  
endoprothesen  
in: Funktionelle Diagnostik in der Orthopaedie, 197-200  
Ferdinand-Enke-Verlag 1979
- [32] FINSTERWALDER R., HOFMANN W.  
Photogrammetrie  
de Gruyter, Berlin, 3. Aufl. 1968
- [33] GEMMAR P.  
Ein digitales on-line Stereokorrelationssystem  
in: Informatik-Fachberichte Band 20 315-321 Springer 1979
- [34] KANADE T.  
Modell Representations and Control Structures in Image  
Understanding.  
International Joint Conference on Artificial Intelligence 1977  
1074-1081
- [35] KANADE T.  
Region Segmentation Signals vs. Semantics  
International Joint Conference of Pattern Recognition 1978  
95-105
- [36] NAGEL H.-H.  
Über die Repräsentation von Wissen zur Auswertung von Bildern  
in: Informatik-Fachberichte Band 20 1979 3-21
- [37] HEYGSTER G.  
Wirkung von Rangordnungsoperatoren im Frequenzbereich und  
auf die mittlere lokale Varianz von Bildern.  
in: Informatik-Fachberichte Band 20 1979 87-93
- [38] KUGLER J., WAHL F.  
Kantendetektion mit lokalen Operatoren  
in: Informatik-Fachberichte Band 20 1979 25-35

- [39] NIEMANN H.  
Methoden der Mustererkennung  
Akademische Verlagsgesellschaft, Frankfurt, 1974
- [40] WECHSLER H.  
Automatic Detection of Rib Contours in Chest Radiographs  
Interdisciplinary Systems Research 29, Birkhaeuser 1977
- [41] ERNST R.  
Ein Konzept zur Realisierung eines mikroprogrammierbaren  
Flachbett-Scanners fuer die Stereoroentgenanalyse  
Studienarbeit am IMMD, Erlangen 1980
- [42] LUETJEN K.  
Das bildverarbeitende Mehrprozessorsystem "FLIP"  
in: Informatik-Fachberichte Band 17, 1978 83-90
- [43] NOWAK P.  
Dibias - Das digitale Bildverarbeitungssystem der DFVLR  
GI/NTG Fachtagung Digitale Bildverarbeitung Berlin  
Springer Verlag 1977
- [44] SACHS F.A., HOWARD P.E.  
Festkoerper-Abbildungssysteme  
General Electric Company  
Electro-Optical System Design, October 1975

# L e b e n s l a u f

Name Herp

Vorname Arnold Erich  
-----

01.06.1951 geboren in Offenburg

1958 bis 1962 Volksschule in Ortenberg (Ortenaukreis)

1962 bis 1970 Schiller - Gymnasium Offenburg

24.06.1970 Abitur

01.07.1970

bis

31.12.1971

Grundwehrdienst in Karlsruhe

WS 1971/72

bis

SS 1974

Informatik an der Universitaet Karlsruhe

02.10.1974

Vordiplom in Informatik

WS 1974/75

bis

SS 1977

Informatik an der Universitaet Erlangen-Nuernberg

28.11.1977

Diplom in Informatik

seit

01.12.1977

Wissenschaftlicher Assistent an der Orthopaedischen Universitaetsklinik in Erlangen

## D a n k s a g u n g

---

Meinem Chef, Herrn Prof. Dr. med. D. Hohmann danke ich für die Möglichkeit, diese Arbeit an dem von ihm geleiteten Lehrstuhl für Orthopädie durchführen zu können sowie für die Übernahme der Berichterstattung.

Herrn Prof. Dr.-Ing. H. Niemann, Inhaber des Lehrstuhls für Mustererkennung, verdanke ich wertvolle Anregungen. Ich möchte ihm hier für das meiner Arbeit entgegengebrachte Interesse und seine Unterstützung sowie für die Mühe der Hauptberichterstattung danken.

Herrn Prof. Dr. phil. G. Nees bin ich für die Übernahme einer Mitberichterstattung zu Dank verpflichtet.

Ferner möchte ich allen Mitarbeitern des Lehrstuhls für Mustererkennung, die mich bei der Anfertigung der Arbeit unterstützten und meinen Kollegen Herrn Dr. rer.nat. Dr. med. K.J. Probst und Herrn Dr.-Ing. W. Leidel meinen Dank aussprechen.





